

13 JP10-309282

F30

Pseudo white light from fluorescence

Publication Number	Date filed	Status	Title	Inventors	Translation
JP10-309282	May 13, 1997	Applic.	Fluorescent Observation Device	Ueno* Hirao* Iida Takehana* Yoshihara† Kaneko* Iwasaki Magai Matsumoto Takasugi Yokota	Machine, Tomomi

13.1 DESCRIPTION**13.1.1 Summary:**

This patent deals with features of an autofluorescence endoscopic imaging system. It describes inventions that are aimed at improving the “user friendliness” of such systems. The embodiments in this patent address the following issues:

The first embodiment addresses the issues of

- improving the contrast between normal and suspicious tissue during autofluorescence imaging (specifically between areas of normal tissue that are dark due to shadows and areas of suspicious tissue in which the fluorescence is dim due to the pathology) by incorporating design features that would allow a fluorescence reflectance principle of operation.
- Simplifying the operation and reducing the size of the system by combining the red and green fluorescence signals with a blue reflectance signal to generate a pseudo color image and eliminate the need for a light source that produces white light and camera.
- Improving the contrast between normal and suspicious tissue during autofluorescence imaging by adding a blue color to the display of the images or by assigning other colors to the displayed images

The second embodiment addresses the issue of improving the contrast between normal and suspicious tissue by superimposing sequentially acquired white light and autofluorescence images. When they are superimposed, the relative intensities of fluorescence and white light images are weighted according to the gain (sensitivity setting) at which the camera is operating (i.e. at high gains the fluorescence image will be weighted more heavily and appears dominant in the display. Conversely at low gains the white

THIS PAGE BLANK (USPTO)

light image appears will be weighted more heavily and appears dominant in the display). The acquisition, superimposing and display of images occurs at video rates (i.e. in “real time”).

The third embodiment is described as an addition to the first or second embodiment and addresses the issues of

- a) making it easier to distinguish the suspicious areas (in which the fluorescence is dim) from shadows by first using a red filter with a wider spectral band. This is intended to boost the level of red channel fluorescence signal in the fluorescence camera. After having identified the potentially suspicious sites, a narrower spectral band red filter is switched in to eliminate any “false positive” signals.
- b) Alternatively, a similar switching feature is suggested for the green filter in the fluorescence camera

The fourth embodiment is not identified as an invention that is an alternative or an addition to the previous embodiment. It provides a means of improving the handling of the endoscope to, which a fluorescence camera is attached by using a short, flexible optical fiber coupling between the endoscope and the camera. This coupling is intended to allow rotation of the endoscope with out requiring rotation of the camera.

The fifth embodiment is described as a modification of the fourth embodiment and provides a means of improving the handling of the endoscope to which a fluorescence camera is attached, by the addition of a long flexible optical fiber coupling between the endoscope and the camera. This will allow the camera to be located some distance from the endoscope and will allow operation of the endoscope with out requiring movement of the camera.

The sixth embodiment is not identified as an invention that is an alternative or an addition to the previous embodiment and addresses the issue of limiting the number of items to be connected or disconnected from the endoscope when switching between fluorescence and white light imaging modes. This is accomplished by eliminating the ocular of the endoscope and extending the fiberoptic imaging bundle to a length equivalent to that of the light guide. The ends of both of these fiberoptic bundles terminate in a single connector that can be plugged into either a white light source /color camera module or a blue light source/ fluorescence camera module.

The seventh embodiment describes another modification of the fluorescence imaging system that addresses the issue of improving the ease with, which the endoscope distal (insertion) tip can be manipulated and positioned with respect to the tissue. This is addressed with a pneumatically actuated bellow-like endoscope tip that moves forward when inflated and backs-up when deflated.

The eighth embodiment describes an alternative to the seventh embodiment and also addresses the issue of improving the ease with, which the endoscope distal tip can be manipulated and positioned with respect to the tissue. In this embodiment the bellow-like endoscope tip is actuated with a wire.

The ninth embodiment describes another modification of the fluorescence imaging system that provides a feature that allows the endoscope to be re-positioned the same distance from the tissue surface before and after treatment to allow comparative fluorescence images to be obtained. This is accomplished by inserting a light sensor through the instrument channel to measure the intensity of the fluorescence excitation light at the tissue surface. Comparable images before and after treatment are obtained at equivalent excitation light intensities.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

13.1.2 Detailed Description of First Embodiment:

- Described [0010] –[0028], Figures 1, 2 and 3

The first embodiment describes a fluorescence endoscopy system, which contains a blue light source and a fluorescence/reflectance detecting camera. The light source provides blue light in the same spectral band as the LIFE II light source (400-450 nm). The camera contains optics, filters and image intensified CCD sensors for two-channel imaging in the same green (490-560 nm) and similar red (620-800 nm) fluorescence bands used by the LIFE-GI and LIFE II cameras. In addition, the camera has a third channel (filter and non-intensified CCD) that images the bright, reflected blue light. The image signals from all three camera channels are “processed” (have their relative magnitude adjusted and are combined into a single color image signal) and the resulting signal is displayed on a monitor.

Since the blue light will be reflected almost equally by normal and suspicious tissue and since green fluorescence is dominant in areas of normal tissue, normal tissue will appear blue-green in the displayed image. Suspicious tissue (in which the green fluorescence is suppressed) will appear blue-red in the displayed image.

There are two claimed benefits from this:

- a) Areas of blue-green and blue-red are identified on a CIE color diagram (Fig. 2) and it is claimed that by adding the blue component to the green and red fluorescence image signal, the discrimination between normal and suspicious tissue is improved. This claim is based on information that was provided by Xillix, but was perhaps misunderstood by Olympus (see below).
- b) A second claimed benefit is that by combining the blue reflectance with the green and red fluorescence, a pseudo white light (i.e. RGB) image can be generated eliminating the need for a white light source and color camera. The color distribution in such an image will be determined by the distribution of the green and red fluorescence signals. These are different than green and red reflectance signals obtained under white light illumination so the resulting image color will be different. In addition, image resolution and quality will be negatively affected by the image intensifiers. Given the importance that physicians attach to “lifelike” imaging in their color images, the proposed concept is unlikely to be incorporated into a product.

Other items of note in this embodiment include:

[0005] specifies that the excitation light can be provided by “*a laser light, a mercury lamp, a metal halide lamp, etc.*”, which are precisely the light sources that have been used in LIFE technology. They do not explicitly mention Xenon, LEDs, or other light sources.

[0006] and [0007] cite a device in a previous Japanese patent application (JP06-125911) by Hamamatsu (a Pentax collaborator) as the device of comparison. (i.e. the device that this invention is intended to improve upon).

13.1.3 Detailed Description of Second Embodiment

- Described [0029] –[0047], Figures 4 and 5

The fluorescence endoscopy system in the second embodiment is described as an alternative to the first embodiment. It consists of light source capable of providing both white reflectance light and blue

THIS PAGE BLANK (USPTO)

fluorescence excitation light, a camera capable of both white light (color?) imaging and two-channel (green and red) fluorescence imaging. Imaging modes are rapidly switched by means of synchronized moving mirrors in both the camera and the light source (total switching and image acquisition time of 1/30 – 1/60 sec) and the resulting images are displayed on a video monitor. Acquiring sequential images at this speed is required to make the resulting displayed image appear to be moving smoothly (i.e. to appear to be in “real-time”).

The video signals obtained from the white light and fluorescence channels are superimposed in such a way that when the camera is operating at high gains (i.e. when viewing suspicious tissue in which the fluorescence signal is suppressed) the fluorescence component of the combined image signal (i.e. the displayed image) is dominantly bright. Conversely, in instances where camera operating gains are low (i.e. when viewing normal tissue), the white light component of the combined signal is dominantly bright. This is claimed to improve the operator's ability to distinguish between shadows and areas of dim (suppressed) fluorescence in fluorescence images. The implication is that shadows are present in fluorescence imaging mode and not in color imaging mode. This rationale is unclear since shadows are caused by the illumination geometry, which is the same for both imaging modes.

13.1.4 Detailed Description of Third Embodiment

- Described [0048] –[0060], Figures 6, 7 and 8

The fluorescence endoscopy system in the third embodiment is described as an addition to the first or second embodiments. Its novel feature is a rotating disk in the fluorescence camera that contains both green and red fluorescence emission filters. In the primary embodiment, the disk contains a typical LIFE II green (490 –560 nm) filter and two red filters: a broad band (> 600 nm) filter and narrow band (620 700 nm) filter. The disk is located in front of the two ICCDs in the fluorescence camera, such that that the green and one of the red filters is positioned in the sensor's optical paths. When starting a fluorescence examination, the operator is intended to first use the broad band red filter. Using this filter will increase the level of detected signal on the red channel and will result in a brighter red signal component in the displayed image. The intention is to better delineate suspicious areas (i.e. areas of suppressed green fluorescence that appear as dim red in LIFE II images) from shadows. Once potentially suspicious areas are located, the disk is rotated so that the narrow band red filter is positioned in front of the ICCD. The narrow band filter is intended to eliminate any spurious red signals that may otherwise lead to an examined area being classified as suspicious when it is not.

An alternative embodiment of this concept is mentioned in [0060], which describes the use of multiple green filters instead, of multiple red filters. In this case the normal narrow band green filter is used first followed by a broader band green filter. The rationale for this design is not explained.

Additional items of note:

[0053] specifies camera detection wavebands that are almost identical to the LIFE II wavebands

13.1.5 Detailed Description of Fourth - Ninth Embodiments

These additional embodiments are independent of the previous embodiments and not related to Xillix intellectual property with the exception that the fluorescence camera depicted in the figures associated with the fourth embodiment

THIS PAGE BLANK (USP)

UNEXAMINED JAPANESE PATENT NO. H10-309282

[Name of Invention]

Fluorescence Observation Apparatus

[Abstract]

To provide a fluorescence observation apparatus capable of confirming the structure of an organ clearly and performing an accurate diagnosis of characteristic of a tissue during a fluorescence observation.

[Solution]

A fluorescence observation apparatus generates excitation light from an excitation light source of a light source apparatus 1 so as to irradiate a subject area to be observed through an endoscope 2. In this case, the fluorescence image is separated into images of the red region and the green region and each image is respectively captured by CCD 17 and CCD 18, and the reflected image is captured by a variable sensitivity CCD 19 of which sensitivity is adjusted by a sensitivity adjustment apparatus 20. According to these image signals, image processing is performed at an image processing unit 4. By adjusting the intensity of the reflected image in the blue region, a fluorescence display image and a normal display image are generated. These images are superimposed to be displayed on a display unit 5.

[Claims]

[Claim 1]

A fluorescence observation apparatus is characterized by having:
a light source for generating excitation light to cause fluorescence light from a tissue of a body cavity;
a first imaging means for capturing the fluorescence image, which is obtained by excitation of the tissue of the body cavity irradiated with excitation light, in at least two wavelength bands in different color;

a second imaging means for capturing the reflected image obtained by the reflection of the tissue of the body cavity irradiated with excitation light;
a sensitivity adjustment means for adjusting the sensitivity of the second imaging means which captures the reflected image; and
an image processing means for superimposing output image signals from the first imaging means and the second imaging means.

[Detailed Description of This Invention]

[0001]

[Description of the Related Art]

This invention is related to a fluorescence observation apparatus capable of detecting a fluorescence image irradiated with excitation light to a subject area of a living tissue to be observed.

[0002]

[Prior Art]

Recently, there has been a diagnostic technology that comprises the steps of detecting fluorescence light spontaneously emitted by a living tissue or detecting fluorescence light emitted by a chemical injected into an organism as a two-dimensional image; and diagnosing degeneration of tissues of the organism or a state of the disease (for example, the type of the disease or the infiltrated range), such as a cancer.

[0003]

Fluorescence substances in an organism are exemplified by NADH (nicotinamide adenine nucleotide), FMN (flavin mono nucleotide) and pyridine nucleotide. The relationship between the intrinsic substances in an organism and the diseased has been clarified. If tissues of an organism are irradiated with excitation light, fluorescence light having a wavelength longer than that of the excitation light is generated.

[0004]

On the other hand, a fluorescence substance injected into an organism to be used are HpD (hematoporphyrin), Photofrin, ALA((delta)-amino levulinic acid), etc.

These substances have a tendency to accumulate in diseases such as cancer, and a diseased area can be diagnosed by observing the fluorescence after injecting any of these substances into an organism. Moreover, a fluorescent substance can be added to a monoclonal antibody to accumulate the fluorescence substance into the diseased area by the antigen antibody reaction.

[0005]

Examples of excitation light to be used are a laser light, a mercury lamp, a metal halide lamp, etc. The fluorescence image of the area of an observation is obtained by irradiating excitation light to a living tissue. The slight fluorescence from the living tissue by irradiating this excitation light to the living tissue is detected to form a two-dimensional fluorescence image for observation and diagnosis.

[0006]

In a fluorescence observation apparatus as described above, a diagnosis is usually performed by observing the fluorescence image which is created from specific wavelength bands of fluorescence light emitted by the living tissue. The image is extracted and processed from this light.

For example, the unexamined Japanese Patent No. H06-125911 gazette has disclosed an endoscope apparatus capable of observing a fluorescence image by excitation light and a (tissue) surface image by white illumination light such that when it is detected that the fluorescence light has an intensity stronger than a predetermined value, the fluorescence image and the (tissue) surface image are superimposed in the display.

[0007]

[Problem to be solved by the invention]

In the conventional system mentioned the apparatus in H06-125911gazette, the display image is difficult to observe since it is displayed by switching images between a fluorescence image and a white light image and this causes flickering. Also, when only a fluorescence image is displayed, it is difficult to distinguish a shadow part of an organ structure from a diseased part in the display image. Thus, there is a problem that the diagnostic ability can be reduced.

[0008]

With the above-mentioned consideration, this invention is aimed to provide a fluorescence observation apparatus capable of confirming the structure of an organ clearly, detecting a normal display image and a fluorescence display image without switching a light source or an imaging means, and performing an accurate diagnosis in a state of fluorescence observation.

[0009]

[Means of solution of the problem]

A fluorescence observation apparatus of this invention is provided with:
a light source for generating excitation light to cause fluorescence light from a tissue of a body cavity;
a first imaging means for capturing the fluorescence image, which is obtained by excitation of the tissue of the body cavity irradiated with excitation light, in at least two wavelength bands of a different color;
a second imaging means for capturing the reflected image obtained by the reflection of the tissue of the body cavity irradiated with excitation light;
a sensitivity adjustment means for adjusting the sensitivity of the second imaging means which captures the reflected image; and
an image processing means for superimposing output image signals from the first imaging means and the second imaging means.

[0010]

[Preferred embodiment of this invention]

According to drawings, the embodiment of this invention will be described as follows.

Fig. 1 to Fig. 3 are related to the first embodiment of this invention. Fig. 1 illustrates the schematic structure of a fluorescence observation apparatus. Fig. 2 illustrates the color distribution indicating a color display of each part of a display image at the time of fluorescence observation. Fig. 3 illustrates the comparison table of color in each display of the fluorescence image created by images in the red region and the green region and the fluorescence image created by images in the red region and the green region and the reflected image in the blue region.

[0011]

As shown in Fig. 1, a fluorescence observation apparatus of this embodiment mainly comprises:

- a light source apparatus 1 for generating excitation light;
- an endoscope 2 for transmitting the fluorescence image irradiated with excitation light from the light source apparatus 1, to irradiate the target site to be viewed in vivo, and for transmitting the reflected image of excitation light detected to the outside of the living body;
- a camera 3 for capturing the fluorescence image and the reflected image detected through the endoscope 2 and converting the images into electrical signals;
- an image processing unit 4 for processing the image signals from the camera 3 and generating a display image by superimposing the fluorescence image and the reflected image;
- a display unit 5 such as CRT monitor for displaying the display image generated by the image processing unit 4.

[0012]

The light source apparatus 1 is provided with an excitation light source 6 which generates excitation light having a wavelength (specifically 400nm – 450nm) of a narrow band in the blue region to excite the target site to emit fluorescence light.

[0013]

The endoscope 2 having an elongated insertion part to be inserted into a body comprises an illumination optical system including a light guide 7 for transmitting excitation light from the light source apparatus 1 to the distal tip of the insertion part, and an optical observation system including an image guide 8 for transmitting a fluorescence image and a reflected image of a target area to be observed through an ocular portion of the handle located the operator end.

[0014]

The camera 3 is detachably connected to an ocular portion of the endoscope 2 and is provided with:

a dichroic mirror 9, a dichroic mirror 10, and a mirror 11 for dividing the fluorescence image and the reflected image entering from the endoscope 2 into three optical paths;

a band pass filter 12 for passing through the fluorescence light detected in wavelength λ_1 ;

a band pass filter 13 for passing through the fluorescence light detected in wavelength λ_2 ;

a band pass filter 14 for passing through the wavelength band of the reflected excitation light from the excitation light source 6;

an image intensifier (abbreviated to I.I. in drawings) 15 for amplifying the fluorescence image passed through the band pass filter 12;

an image intensifier 16 for amplifying the fluorescence image passed through the band pass filter 13;

a CCD 17 for capturing an output image of the image intensifier 15;

a CCD 18 for capturing an output image of the image intensifier 16;

a variable sensitivity CCD 19 for capturing the reflected image passed through the band pass filter 14; and
a sensitivity adjustment apparatus 20 for adjusting a sensitivity of the variable sensitivity CCD 19.

[0015]

In the light source apparatus 1, excitation light λ_0 , wavelength in the blue light region, is generated by the excitation light source 6. This light is projected into the light guide 7 of the endoscope 2. Excitation light λ_0 projected into the light guide 7, is transmitted to the distal tip of the endoscope 2 (insertion end) and is used to irradiate to the target site to be observed in vivo.

[0016]

The fluorescence image and the reflected image generated by excitation light illuminating the site to be observed, are transmitted to the ocular portion of the handle of the endoscope 2 (operator end), through the image guide 8 and then projected into the camera 3. The fluorescence image and the reflected image projected into the camera 3 pass through or are reflected by the dichroic mirrors 9, 10, and a mirror 11, dividing the images into three optical paths. The image divided into these three paths are respectively transmitted through band pass filters 12, 13, and 14.

[0017]

The fluorescence image passed through the band pass filter 12 is amplified by the image intensifier 15 and captured by CCD 17 and then converted into a video signal. The fluorescence image passed through the band pass filter 13 is amplified by the image intensifier 16 and captured by CCD 18 and then converted into a video signal. The reflected image passed through the band pass filter 14 is captured by the variable sensitivity CCD 19 and then converted into a video signal.

[0018]

The image processing unit 4 inputs the video signal of the fluorescence image and the reflected image captured by CCD 17, CCD 18, and the variable sensitivity CCD 19. The image processing unit 4 processes the video signal of fluorescence image having two wavelengths and the video signal of the reflected image and creates a display image.

[0019]

The intensity (spectral) distribution of the fluorescence light in the visible spectrum from the target site being irradiated with excitation light has a longer wavelength than that of the wavelength λ_0 . While being irradiated, the intensity of fluorescence light emitted from the normal area is stronger in the vicinity of the green region of the spectrum λ_2 (specifically in the region having a wavelength in the range from 490nm to 560nm), whereas a diseased area emits a weaker fluorescence light in this region of the spectrum. Thus, an operator can distinguish the normal part and the diseased part from the fluorescence image detected by numerically processing the fluorescence signal from the vicinity of green region λ_2 and that of red region λ_1 (especially in 620 nm – 800 nm) having a longer wavelength by the image processing unit 4.

[0020]

The fluorescence image captured by CCD 17 and CCD 18 is very dark compared to that of the reflected image captured by the variable sensitivity CCD 19. Therefore, if both images are superimposed in this state, the composite image will be no different from the reflected image. Thus, the variable sensitivity CCD 19 is adjusted by the sensitivity adjustment apparatus 20 so as to match the brightness of the reflected image with that of the fluorescence image detected by CCD 17 and CCD 18. Each image signal is numerically-processed by the image processing unit 4 so that the display image has a brightness similar to that of a white light image created by a white light source.

[0021]

At this time, the fluorescence image in the vicinity of red region λ_1 and the fluorescence image in the vicinity of green region λ_2 and the reflected image of blue region are numerically processed and calculated in a manner that is similar to that of creating a color image created by synthesizing images in R, G, and B. Therefore, a normal display image having the similar quality as a white light image can be obtained.

[0022]

The sensitivity of the variable sensitivity CCD 19 may be reduced by the sensitivity adjustment apparatus 20 so that brightness of the reflected image is made dimmer than the fluorescence image obtained by CCD 17 and CCD 18. Thus, a fluorescence display image similar to a fluorescence image obtained by calculating only fluorescence signal is created.

[0023]

The image signal generated by the image processing unit 4 is transmitted to the display unit 5 so that a display image is displayed on the display unit 5. Fig. 2 illustrates the distribution of a color corresponding to a normal part, a diseased part, and a shadow part of the structure of an organ in a display image. Fig. 3 illustrates the difference in a color display of each part in a case when the fluorescence image is generated by using fluorescence images in the red region (R) and the green region (G) and the fluorescence image is generated by using fluorescence images in the red and the green region and the reflected image in the blue region (B).

[0024]

Since a fluorescence display image includes the signal of the reflected image in the blue region, a diseased area is displayed in purple, a normal area is displayed in blue-green color, and a structural shadow of an organ is displayed in black as shown in Fig. 2 and Fig. 3. In addition, when only fluorescence signals

in the red and green region are calculated, a diseased area is displayed in red, a normal area is displayed in green, and a structural shadow of an organ is displayed in black. Thus, the displayed image is different from that of the image in which the reflected image signal added.

[0025]

According to this embodiment, the fluorescence observation apparatus enables one to display a display image having similar quality as of each image in normal observation and fluorescence observation without performing complicated operations, such as exchanging a camera or a light source, by adjusting the brightness of the reflected image from excitation light and superimposing it with the fluorescence image. Thus, the operation ability is improved and the size of apparatus can be reduced since a white light source is not required.

[0026]

The display image generated from fluorescence images in the red region and the green region but also includes the reflected image from the blue region so that the structure of an organ can be recognized easily. Also, this allows the dark area from a structural shadow of an organ to be easily distinguished from the existence of disease. Thereby, diagnostic ability may be improved.

[0027]

In addition, the display colors for a diseased area and a normal area are not limited to those in this example. Different colors can be used.

[0028]

The intensity of reflected light of excitation light is stronger than that of fluorescence light of an organism's tissue. Thus, it is not necessarily required to have a means to extract only wavelength bands of excitation light as described in the embodiment above. Accordingly, by structuring each CCD in the camera 3 like the one in a camera 22 of the second embodiment as shown in Fig. 4, the

band pass filter 14 can be eliminated and a half mirror (beam splitter) can be used in the place of the movable mirror 36.

[0029]

Fig. 4 and Fig. 5 are related to the second embodiment of this invention. Fig. 4 illustrates the schematic structure of a fluorescence observation apparatus. Fig. 5 is a characteristic graph showing the relationship between gain control and brightness of a fluorescence display image and a white light display image.

[0030]

The fluorescence observation apparatus of the second embodiment is capable of obtaining a white light image and a fluorescence image simultaneously and comprises an endoscope, a light source apparatus for white light observation and fluorescence observation, an imaging apparatus corresponding to each light source apparatus, and an image processing unit corresponding to each imaging apparatus.

[0031]

As shown in Fig. 4, a fluorescence observation apparatus comprises mainly:
a light source apparatus 21 for generating excitation light and white light;
an endoscope 2 for irradiating excitation light or white light from the light source apparatus 21 to the area to be observed in vivo and for detecting and transmitting a fluorescence image generated by excitation light or a white light image generated by white light;
a camera 22 for converting the fluorescence image and the white light image, which are detected by the endoscope 2, into electrical signals after each image is captured by an imaging device for fluorescence observation and for white observation respectively;
a fluorescence image processing unit 23 for processing the fluorescence image from the camera 22;

a white image processing unit 24 for processing the white light image from the camera 22;
a gain controller 25 for adjusting a gain of each color signal of the image signal generated by the fluorescence image processing unit 23;
a superimposing unit 26 for superimposing the image signals from the white light and fluorescence light for which the gain has been adjusted; and
a display unit 5, such as a CRT monitor, for displaying the display image from the output signal of the superimposing unit 26.

[0032]

The light source apparatus 21 is provided with:

an excitation light source 27 for generating excitation light to excite a tissue to emit fluorescence light;
a white light source 28 for generating white light to obtain a white light image;
a mirror 29 for guiding white light to a light guide 7 of the endoscope 2;
a movable mirror 30 for selectively guiding excitation light and white light to the light guide 7; and
a driver 31 for operating the movable mirror 30.

[0033]

The camera 22 is detachably connected to an ocular portion of the endoscope 2.

The camera 22 comprises:

a movable mirror 35 for selectively guiding a fluorescence image and a white light image incident on the endoscope 2 to CCD 32 and CCD 33 when capturing a fluorescence image and CCD 34 when capturing a white light image;
a driver 36 for operating the movable mirror 35;
dichroic mirrors 37 and 38 for dividing the fluorescence image reflected by the movable mirror 35 into two optical paths;
a band pass filter 39 for passing through a wavelength band λ_1 to detect fluorescence;

a band pass filter 40 for passing through a wavelength band λ_2 to detect fluorescence;
an image intensifier 41 for amplifying the fluorescence image passed through the band pass filter 39;
an image intensifier 42 for amplifying the fluorescence image passed through the band pass filter 40;
a CCD 32 for a fluorescence image to receive the output image of the image intensifier 41;
a CCD 33 for a fluorescence image to receive the output image of the image intensifier 42; and
a CCD 24 for a white light image to receive a white light image.

[0034]

A timing controller 43 is provided to control the timing of switching between white light and fluorescences. The angular position of the movable mirrors 30 and 35 is respectively controlled by the timing controller 43 through the drivers 31 and 36.

[0035]

During fluorescence observation, excitation light λ_0 is generated by the excitation light source 27 in the light source apparatus 21. In this case, the movable mirror 30, controlled by the timing controller 43 via the driver 31, is positioned at an angle to guide excitation light λ_0 to the light guide 7 of the endoscope 2. The excitation light λ_0 guided by the light guide 7 is transmitted to the distal tip of insertion part through the endoscope 2 so as to irradiate an area to be observed in vivo.

[0036]

The fluorescence image from the subject area irradiated with excitation light is transmitted through the image guide 8 of the endoscope 2 to the ocular portion of the handle (operator end) so as to be projected into the camera 22. The

fluorescence image incident on the camera 22 is divided into two optical paths after being reflected by the movable mirror 35 to the dichroic mirror 37 and mirror 38. In this case, the movable mirror 35 controlled by the timing controller 43 via the driver 36 is positioned at an angle to guide the fluorescence image to the dichroic mirror 37. The light divided into two is respectively passed through the band pass filter 39 and 40.

[0037]

The fluorescence image with the component of wavelength band λ_1 passing through the band pass filter 39 is amplified by the image intensifier 41 and captured by CCD 32 and then converted into a video signal. Similarly, the fluorescence image with the component of wavelength band λ_2 passing through the band pass filter 40 is amplified by the image intensifier 42 and captured by CCD 33 and then converted into a video signal.

[0038]

Each video signal of the fluorescence image obtained by CCD 32 and CCD 33 is input into the fluorescence image processing unit 23. The fluorescence image processing unit 23 processes the video signals of the fluorescence images of two wavelengths and generates a fluorescence image.

[0039]

The image generated by the fluorescence image processing unit 23 is input into the gain controller 25 where the brightness of the fluorescence image is adjusted by adjusting the gain of each color signal, R, G, and B. (translator's note: there will be no B signal from the gain controller)

After the image signal is adjusted, it is stored into memory of the superimposing unit 26 which is controlled by the timing controller 43.

[0040]

Next, white light generated by the white light source 28 is reflected by the mirror 29 and further reflected by the movable mirror 30, which is moved to the angle to guide white light to the light guide 7 by timing controller 43, and projected into the light guide 7 of the endoscope 2. The white light transmitted to the distal tip of endoscope 2 then irradiates the area of interest in a living body.

[0041]

The white light image obtained from the reflected light of the area of interest is transmitted through the image guide 8 of the endoscope 2 to the ocular portion of the handle (operator end) and projected into the camera 22. The white light image projected into the camera 22 is captured by CCD 34 and converted into a video signal. In this case, the movable mirror 35 controlled by the timing controller 43 through the driver 36 is moved into the position in which it does not block the optical path between the ocular portion of the endoscope 2 and CCD 34.

[0042]

The video signal of the white light image obtained by CCD 34 is input into the white light image processing unit 24. The white light image processing unit 24 generates a white light image by processing the image signal process in a standard manner. The image signal of the white light image generated by the white light image processing unit 24 is input into the gain controller 25 where the brightness is adjusted by adjusting the gain of each color signal, R, G, and B. After the image signal is adjusted, it is stored into memory of the superimposing unit 26 which is controlled by the timing controller 43.

[0043]

Processed fluorescence and white light images are alternately generated and written to memory in intervals of $1/30 - 1/60$ second as determined by the timing controller 43.

[0044]

The gain controller 25 adjusts the brightness of each image as shown in Fig. 5. That is, the brightness of a white light display image changes gradually in inverse proportion to that of a fluorescence display image in accordance with the level of gain control.

[0045]

The fluorescence and the white light image for which the brightness has been adjusted and which then were stored in the superimposing unit 26 are superimposed in sequential order R, G, and B, and transmitted to the display unit 5 so as to be displayed.

[0046]

Accordingly, when the fluorescence and white light images are displayed in superimposition, the relative brightness of these images has been adjusted. Thus, it can be clearly distinguished whether the area is displayed in dark red indicating the existence of a disease or it is dark simply indicating the structural shadow. It is considered that a dark red color shown in the fluorescence display image is a diseased area and a dark black color shown in the white light display image is a structural shadow of an organ. For example, when the intensity of the fluorescence display image is high and some areas of dark red color is displayed in the fluorescence display image, it can be distinguished whether the area is dark due to a structural shadow or not by increasing the brightness of the white light display image.

[0047]

It is difficult to distinguish a diseased area and a structural shadow in the display image of a fluorescence observation apparatus. According to the second embodiment, a tissue characteristic can be easily distinguished by superimposing a fluorescence display image and a white light display image and by performing a gain control for adjusting the relative brightness of these images.

Therefore, the diagnostic ability during fluorescence observation can be improved.

[0048]

In addition to the structure of the first embodiment or the second embodiment described above, the following modifications of the fluorescence observation apparatus can be employed.

[0049]

One example of modifications will be explained as the third embodiment. Fig. 6 illustrates the schematic structure of the fluorescence observation apparatus referring to the third embodiment. Fig. 7 is the schematic structure showing the rotating filter for switching the fluorescence detection wavelength range. Fig. 8 is a characteristic graph showing the transmission wavelength bands of the rotating filter.

[0050]

As shown in Fig. 6, the fluorescence observation apparatus comprises mainly:
a light source 1 for generating excitation light;
an endoscope 2 for irradiating excitation light to a subject area in vivo and detecting a fluorescence image by excitation light and transmitting the fluorescence image detected to an external body;
a camera 44 for capturing the fluorescence image obtained by the endoscope 2 and converting the fluorescence image into electrical signal;
a fluorescence image processing unit 23 for processing the image signal from the camera 44 and generating a fluorescence display image; and
a display unit 5 such as CRT monitor for displaying the fluorescence display image generated by the fluorescence image processing unit 23.

[0051]

A camera 44 is detachably connected to the ocular portion of the endoscope 2.

The camera 44 comprises:

dichroic mirror 37 for dividing a fluorescence image projected through the endoscope 2 into two optical paths;

a mirror 38 and a rotating filter 45 for changing the wavelength band of fluorescence light to be detected;

a motor 46 for rotating the rotating filter 45;

a wavelength range switching means 47 for controlling the rotation angle of the rotating filter 45;

image intensifiers 41 and 42 for amplifying the fluorescence image passed through the rotating filter 45; and

CCDs 32 and 33 for capturing the output images from the image intensifier 41 and 42.

[0052]

As shown in Fig. 7, the rotating filter 45 consists of a disc-shaped rotator having three filter areas 45a, 45b, and 45c where each area transmits a different wavelength band. A fluorescence image of a different wavelength band is transmitted depending on the rotational position of the rotating filter.

[0053]

As shown in Fig. 8, the filter area 45a of the rotating filter 45 has a characteristic of transmitting light of a red wavelength band over 600 nm, the filter area 45b has a characteristic of transmitting light of green wavelengths in 490 – 560 nm band, and the filter area 45c has a characteristic of transmitting light having 620 -700 nm wavelength band.

[0054]

In early stage of diagnosis during the fluorescence observation using an endoscope, a fluorescence image guided into the camera 44 is divided into two optical paths by the dichroic mirror 37 and mirror 38. One beam of light is

transmitted to image intensifier 41 after passing through the filter area 45a of the rotating filter 45. The other beam of light is transmitted to the image intensifier 42 after passing through the filter area 45b.

[0055]

Each fluorescence image projected onto the image intensifiers 41 and 42 is amplified and then respectively captured by CCDs 32 and 33 and converted into video signal. A fluorescence display image is displayed on the display unit 5 after the video signals from CCDs 32 and 33 are processed by the fluorescence image processing unit 23.

[0056]

In a fluorescence display image, red fluorescence is emphasized in a diseased area. Thus, a diseased area can be found easier by detecting red fluorescence in a broader range by the filter area 45a of the rotating filter 45.

[0057]

After a possible diseased area is found, the rotating filter 45 is rotated by the wavelength range switching means 47 via the motor 46. At this time, the light passes through the filter area 45c of the rotating filter 45 and is projected onto the image intensifier 41.

[0058]

By narrowing the fluorescence wavelength range with the filter area 45c of the rotating filter 45, the amount of fluorescence of red wavelength band is reduced. Thus, all areas (such as the structural shadow of a tissue) except diseased areas emits a reduced red fluorescence. Therefore, diagnostic ability for fluorescence observation can be improved.

[0059]

According to the third embodiment, finding a diseased area is made easier by first detecting red fluorescence in a broad range. In addition, by subsequently narrowing the wavelength range of detected red fluorescence, it can be made easier to distinguish whether a part is dark due to the existence of a disease or due to a structural shadow of an organ. Therefore, observation ability and diagnostic ability can be improved.

[0060]

In this embodiment, the observed red wavelength band of fluorescence is changed. However, the range of green fluorescence wavelength band can also be changed. That is, fluorescence in the currently specified green band may be observed first and then the fluorescence in a wider green fluorescence band may be observed.

[0061]

As a fourth embodiment, a modification of the fluorescence observation apparatus will be explained. Fig. 9 illustrates the schematic structure showing the principal parts of a fluorescence observation apparatus referring to the fourth embodiment. Fig. 10 is a sectional view of A-A line in Fig. 9 that shows the structure of a connection adapter. The fourth embodiment is an example of the connection adapter which is provided to connect an endoscope 2 and a camera 51 for capturing a fluorescence image. Therefore, only characteristics regarding the connection adapter will be described.

[0062]

As shown in Fig. 9, the fluorescence observation apparatus comprises mainly:
an endoscope 2 for irradiating excitation light to a subject area in vivo and detecting a fluorescence image generated by excitation light and transmitting the fluorescence image out of the body;
a fluorescence observation camera 51 for detecting a fluorescence image obtained by the endoscope 2 and converting into electrical signal;

a fluorescence image processing unit 23 for processing the image signal from the fluorescence observation camera 51 and generating a fluorescence display image;

a display unit 5 for displaying the fluorescence display image generated by the image processing unit 23; and

The fluorescence observation apparatus is provided with the main adapter 48 to connect the endoscope 2 and the fluorescence observation camera 51 as a connection adapter for the fluorescence observation camera.

[0063]

The main adapter 48 comprises an ocular rotation part 49, which is rotatably attached to the main adapter 48 and detachably connected to the ocular portion of endoscope 2, and a transmission light guide 50, which transmits the fluorescence image from the endoscope 2 to the fluorescence observation camera 51. The ocular rotation part 49 consists of cylinder shaped members installed in one end of the cylindrical main adapter 48. As shown in Fig. 10, one part of the periphery of the ocular rotation part 49 is made to contact a stopper 48a inside of the main adapter 48. A rotation regulating member 52 protrudes to limit the rotation of the ocular rotation part 49.

[0064]

The ocular portion of the endoscope 2 is firmly connected to the ocular rotation part 49 so that it can be rotated with respect to the main adapter 48. On the endoscope 2 ocular side, the transmission light guide 50 is firmly connected to the ocular rotation part 49. On the fluorescence observation camera 51 side, the transmission light guide 50 is firmly connected to the main adapter 48. Since the transmission light guide 50 is not fixed except near either end, it can be twisted.

[0065]

The fluorescence image transmitted through the endoscope 2 is passed through the transmission light guide 50 in the main adapter 48 and captured by the

fluorescence observation camera 51. A fluorescence display image generated by the fluorescence image processing unit 23 is displayed on the display unit 5.

[0066]

During the fluorescence observation, the ocular rotation part 49 will rotate in accordance with the rotation of endoscope 2. However, the main adapter 48 and the fluorescence observation camera 51 will not rotate since they are rotatable with respect to the ocular rotation part 49. When the ocular rotation part 49 rotates, the side of the transmission light guide 50 fixed to the ocular rotation part 49 rotates; however, the side fixed to the fluorescence observation camera 51 does not rotate. Thus, the center portion of the transmission light guide 50 is twisted and absorbs the rotation.

At this time, by providing a rotation regulating member 52 on the ocular rotation part 49, the rotation of the ocular rotation part 49 can be limited by the main adapter 48. This prevents the transmission light guide 50 from twisting off.

[0067]

According to the fourth embodiment, by installing the adapter, which has the rotatable transmission light guide 50 as a means to transmit images, between the endoscope 2 and the fluorescence observation camera 51, the transmission light guide 50 can be twisted when the endoscope 2 is rotated during the fluorescence observation. Thereby the camera itself can stay fixed without rotating the display image.

[0068]

When using the conventional components, a camera for detecting fluorescence is large. Thus, when the operation of the endoscope involves complicated rotation such as in cases of observing an alimentary canal, there may be a problem that the ability to operate the endoscope may be reduced.

[0069]

According to the structure of this embodiment, it is unnecessary to rotate the large camera in accordance with the rotation of the endoscope. It prevents the camera from disturbing the operation of the endoscope or causing troubles during the fluorescence observation. Thereby, the operation ability can be improved.

[0070]

As the fifth embodiment, a modification example of the fourth embodiment is shown in Fig. 11. In the fifth embodiment, the main adapter 48 of the fourth embodiment is changed to an adapter member 53 formed of flexible tubular members.

[0071]

According to this structure, the adapter member 53 is made sufficiently long so it enables the fluorescence observation camera 51 to be separated from the ocular portion of the endoscope 2. The operation ability can be further improved.

[0072]

Next, other modification examples of a fluorescence observation apparatus will be explained as the sixth embodiment. Fig. 12 is the schematic structure showing principal components of a fluorescence observation apparatus for the sixth embodiment.

[0073]

A fluorescence observation apparatus is provided mainly with:

A fluorescence observation endoscope 54 for irradiating excitation light or white light to a subject area in vivo and detecting a fluorescence image generated by excitation light or white light image generated by white light and transmitting the fluorescence image or white light image out of the body; and a fluorescence observation unit 59 which combines a light source and an imaging part for

detecting a fluorescence image and a light source and an imaging part for detecting a white light image as one unit.

[0074]

The fluorescence observation unit 59 has a laser light source 55 for generating excitation light for acquiring a fluorescence image, a fluorescence observation camera 56, a white light source 57 for acquiring a white light image, and CCD 58 for white light observation.

[0075]

The fluorescence observation endoscope 54 has a light guide 7 and a image guide 8 and these end surface areas are fixed in a connector 60. The fluorescence observation unit 59 is provided with a connector receptacle 61 for white light observation and a connector receptacle 62 for fluorescence observation corresponding to the connector 60 so that the connector 60 will be connected to either one of these connector receptacles 61 and 62. The connector receptacle 61 for white light observation connects the end part of light guide 7 and image guide 8 in the connector 60 with the white light source 57 and CCD 58 for white light observation respectively. The connector receptacle 62 connects the end part of light guide 7 and image guide 8 in the connector 60 with the laser light source 55 and the fluorescence observation camera 56.

[0076]

During the white light observation, the connector 60 of the endoscope 54 is plugged to the connector receptacle 61 of the fluorescence observation unit 59. White light generated by the white light source 57 is guided to the light guide 7 and transmitted to the distal tip of insertion part of the endoscope 54 so as to irradiate an area to be viewed in vivo. The white light image reflected by the area to be observed with white light is transmitted to the CCD 58 for white light observation through the image guide 8 of the endoscope 54 and then converted into a video signal by CCD 58 for white light observation.

[0077]

During the fluorescence observation, the connector 60 of the endoscope 54 is plugged into the connector receptacle 62 for fluorescence observation of the fluorescence observation unit 59. Excitation light λ_0 wavelength in the blue region is generated by the laser light source 55 and this excitation light is guided into the light guide 7 of the endoscope 54. The excitation light guided by the light guide 7 is transmitted to the distal tip of the insertion part through the endoscope 54 so as to irradiate to an area to be observed in vivo. The fluorescence image generated by the area to be observed with excitation light is transmitted to the fluorescence observation camera 56 through the image guide 8 of the endoscope 54 and converted into a video signal by the fluorescence observation camera 56.

[0078]

The video signals obtained by CCD 58 for white light observation and the fluorescence observation camera 56, similarly to the process described in other embodiments, are sent to the image processing unit and a display image is generated so as to be displayed on a monitor.

[0079]

According to the sixth embodiment, when switching between white light and fluorescence observation, the exchange of both the camera and the light source can be done by one operation. Therefore, the operation ability can be further improved.

[0080]

Next, other modification examples of a fluorescence observation apparatus will be explained as the seventh embodiment. Fig. 13 illustrates the main structure of an endoscope for fluorescence observation regarding to the seventh embodiment. Since the basic structure of the fluorescence observation

apparatus is the same as that of other embodiments, only characteristic components will be described.

[0081]

Fig. 13 illustrates the schematic structure of the distal tip of the insertion part of an endoscope 63 for fluorescence observation.

The fluorescence observation endoscope 63 comprises:

a bellows 64 which composed of polymers such as polybutadiene rubber to extend the distal tip of the insertion part;

a seal 65 forming airtight compartment which joins the distal tip of the insertion part of the fluorescence observation endoscope 63 with the bellows 64;

one end of a duct 66 for introduction and removal of gas is connected to the airtight area;

a pressure/suction drive part 67 for introducing and removing gas to the airtight area through the duct 66; and

a control unit 68 for controlling the pressure/suction drive part 67.

[0082]

The light guide 7 and the image guide 8 inside the insertion portion of the fluorescence observation endoscope 63 have their leading portions in the bellows 64 arranged with sufficient slack so that the extension of the bellows 64 will not be disturbed. Under normal conditions, gas is not pumped into the airtight area formed by the bellows 64 and the seal member 65. Therefore, the bellows 64 is in a contracted position.

[0083]

The control unit 68 controls the pressure/suction drive part 67 to introduce or remove gas out of the airtight area. In order to extend the distal tip of the fluorescence observation endoscope 63, gas is introduced into the airtight area through the duct 66 by the pressure/suction drive part 67. When the gas has filled in the airtight area, the bellows 64 is expanded. As a result, the distal tip of

the insertion part is extended. This allows the distal tip of the insertion part of the fluorescence observation endoscope 63 to be closer to the tissue being observed. Thus, close observation can be performed easily.

[0084]

According to the seventh embodiment, the distance from which the tissue is observed during fluorescence observation can be increased and decreased by extending only the distal tip of endoscope. Thus, fluorescence observation can be performed easily without performing intricate and delicate operation of the entire endoscope. Therefore, since the distance from which the tissue is observed can be increased and decreased easily, operation ability can be improved.

[0085]

Next, a modification of the seventh embodiment will be explained as the eighth embodiment. Fig. 14 illustrates the structure showing principal components of a fluorescence observation endoscope regarding to the eighth embodiment. The main components are the same as that of the seventh embodiment, only characteristic components will be described.

[0086]

Fig. 14 illustrates the schematic structure of the distal tip of the insertion area of the fluorescence observation endoscope 69 in the eighth embodiment.

The fluorescence observation endoscope 69 comprises:

a bellows 64 composed of polymers such as polybutadiene rubber to extend the distal tip of the insertion part;

a towing wire 70 for pulling the distal tip of the insertion part of endoscope including the bellows 64;

an actuator 71 for moving the towing wire 70; and

a control unit 72 for controlling the drive of the actuator 71.

[0087]

The light guide 7 and the image guide 8 inside the insertion portion of the fluorescence observation endoscope 69 have their leading portions in the bellows 64 arranged with sufficient slack so that the extension of the bellows 64 will not be disturbed.

[0088]

The control unit 72 provides drive control of actuator 71 in order to control the amount of tension in the towing wire 70. The end of the towing wire 70 is firmly connected to the distal tip of the insertion part of the bellows 64. Under normal conditions, the bellows 64 is maintained in a contracted position.

[0089]

To extend the distal tip of the insertion portion of the fluorescence observation endoscope 69, the control unit 72 releases the tension of the towing wire 70 by controlling the actuator 71 so that the bellows 64 is extended. Consequently, the distal tip of the insertion part is extended. The close observation can be performed easily since the distal tip of the insertion part of the fluorescence observation endoscope 69 can be moved closer to the tissue to be observed.

[0090]

In the same way as the seventh embodiment, by extending only the distal tip of the endoscope, the eighth embodiment makes it easy to increase or decrease the distance from which the tissue is observed during fluorescence observation without performing the intricate and delicate operation of the entire endoscope. Since it can easily increase or decrease the distance from which the tissue is observed, the operation ability is improved.

[0091]

In addition, a structure which is detachable from the distal tip of endoscope may be employed in the place of the bellows in the seventh and eighth embodiments.

In this case, it is unnecessary to make a custom endoscope since the bellows can be attached to the end of a regular endoscope. Thus, a similar function can be realized at low cost.

[0092]

Next, the other modification of the fluorescence observation apparatus will be explained as the ninth embodiment. Fig. 15 is the structure showing the principal components of the fluorescence observation apparatus. Since the main components of the fluorescence observation apparatus are the same as that of other embodiments, only characteristic components will be explained.

[0093]

The fluorescence observation apparatus of the ninth embodiment is provided with: a sensor 74, which is passed through the instrument (biopsy) channel 73 of an endoscope 2, for detecting excitation light; and an excitation-light intensity measuring module 75, which is connected to the sensor 74, for processing the output signal of the sensor 74.

[0094]

The excitation-light intensity measuring module 75 comprises:
a signal processing unit 76 for processing the output signal of the sensor 74 and generating the light-intensity value;
a memory 77 for recording the light-intensity value generated by the signal processing unit 76;
a comparator 78 for comparing the pre-treatment light intensity value recorded in the memory 77 with a current value generated by the signal processing unit 76;
and a notification unit 79 which provides a notification when these two intensity values become equal based on the output from the comparator 78.

[0095]

During fluorescence observation, before performing treatments such as EMR (endoscopic mucosal resection), the sensor 74 is passed through the instrument channel 73 of the endoscope 2 and extended from the tip of endoscope so as to approach or contact to the diseased tissue. Then, the sensor 74 detects excitation light from the light source 1. The output signal from the sensor 74 is transmitted to the signal processing unit 76 and the signal is processed so that the value of light intensity is measured. The pre-treatment light-intensity value generated by the signal processing unit 76 is recorded into the memory 77.

[0096]

Next, when performing fluorescence observation after the treatment, the sensor 74 is placed next to the diseased tissue in the same way as in the initial fluorescence observation. The output signal from the sensor 74 is processed by the signal processing unit 76 and the current intensity value is measured. Then, the value in the memory 77 which was recorded during the fluorescence observation before the treatment and the current value which varies from the signal processing unit 76 in real time are sent to the comparator 78. The comparator 78 compares the value from the memory 77 with the value from the signal processing unit 76.

[0097]

The distance between the distal tip of the insertion part of the endoscope 2 and the diseased tissue is changed by operating the endoscope 2. That is, the distance between the sensor 74 and the surface radiating excitation light (translator's note: endoscope tip) is changed. Thereby, the value of light-intensity from the signal processing unit 76 is changed in real time. When the light-intensity value recorded in memory 77 and the light-intensity value from the signal processing unit 76 become equal within a certain range, the comparator 78 outputs a detection signal to the notification unit 79. The notification unit 79 receives the detection signal and informs the operator, by making a notification

sound, such as that produced by a buzzer, that the condition of observation is similar to that of the last time.

[0098]

According to the ninth embodiment, the measured intensity of excitation light irradiated to a diseased area is stored into a memory and compared with the current light intensity value. Therefore, the fluorescence observation conditions before and after treatment can be made similar. In this way, it is possible to perform a follow-up observation and make a comparison after the treatment accurately.

[0099]

[Additional Remarks]

(1) A fluorescence observation apparatus is characterized by having:
a light source for generating excitation light for exciting fluorescence in the tissue of a body cavity;
a first imaging means for acquiring fluorescence images, which are acquired in at least two wavelength bands of different colors by excitation of the tissue in the body cavity irradiated with excitation light;
a second imaging means for acquiring a reflected image obtained by the reflection of excitation light from the tissue of the body cavity;
a sensitivity adjustment means for adjusting the sensitivity of the second imaging means which captures the reflected image; and
an image processing means for superimposing output image signals from the first imaging means and the second imaging means.

[0100]

(2) The fluorescence observation apparatus of the additional remark 1 is characterized by fluorescence images in the green and the red regions, and a reflected light image in the blue region.

[0101]

(3) The fluorescence observation apparatus of the additional remark 1 is characterized by the followings: when performing the fluorescence observation, the sensitivity adjustment means lowers the sensitivity of the second imaging means used to acquire the reflected light image more than the sensitivity of the first imaging means used to acquire the fluorescence image. When performing the white-light observation, the sensitivity adjustment means adjusts the sensitivity of the second imaging means to be the same level as that of the first imaging means.

[0102]

(4) The fluorescence observation apparatus of the additional remark 1 is characterized by wavelength bands of the fluorescence image that are between 490nm – 560nm in the green region and between 620nm – 800nm in the red region.

[0103]

(5) The fluorescence observation apparatus of the additional remark 1 is characterized by a reflected-light image wavelength band that is in the blue region between 400nm – 450nm.

[0104]

(6) A fluorescence observation apparatus is characterized by having:
a light source for generating excitation light for exciting fluorescence in the tissue of a body cavity;
a first imaging means for acquiring fluorescence images, which are acquired in at least two wavelength bands of different colors by excitation of the tissue in the body cavity irradiated with excitation light;
a second imaging means for acquiring a reflected image obtained by the reflection of excitation light from the tissue of the body cavity;
a fluorescence image wavelength band setting means for setting the wavelength band of several fluorescence images detected by the first imaging means in different color bands;
a sensitivity adjustment means for adjusting the sensitivity of the second imaging means which captures the reflected image; and
an image processing means for superimposing output image signals from the first imaging means and the second imaging means.

[0105]

(7) The fluorescence observation apparatus is characterized by having:
a white-light image generating means for obtaining a white-light image by detecting the reflected image from the white illumination light;

a fluorescence image generating means for obtaining a fluorescence image by detecting fluorescence light emitted from a living tissue;
an image superimposing means for displaying the white light image and the fluorescence image in superimposition; and
a brightness adjustment means for incrementally changing the brightness of the white light image and fluorescence image.

[0106]

(8) The fluorescence observation apparatus of the additional remark 6 is characterized by a brightness adjustment means that changes the brightness of the white light image and fluorescence image in inverse proportion.

[0107]

(9) The fluorescence observation apparatus is characterized by having:
a light source for generating excitation light to cause fluorescence light from a tissue of a body cavity;
an imaging means for acquiring the fluorescence images in a plurality of wavelength bands, and which are acquired by excitation of the tissue in the body cavity irradiated with excitation light;
a means to vary the fluorescence image wavelength band in at least one amongst a plurality of wavelength bands in which the fluorescence image is detected.

[0108]

(10) The fluorescence observation apparatus of the additional remark 9 is characterized by a plurality of wavelength bands that include a green region and a red region for fluorescence images and in which the width of one of wavelength bands may be varied.

[0109]

(11) The fluorescence observation apparatus of the additional remark 9 is characterized by having a means to vary the fluorescence image wavelength band.

The means to vary the fluorescence image wavelength band comprises:
a wide band-pass filter to transmit a specific wavelength in a wide range;
a narrow band-pass filter to transmit a specific wavelength in a narrow range which is within the wide wavelength band; and
a band switching means for switching between the wide band-pass filter and the narrow band-pass filter.

[0110]

(12) The fluorescence observation apparatus is characterized by having:
an endoscope for guiding fluorescence light emitted from the living tissue;
a camera for fluorescence observation which detects images by the fluorescence light; and
an adapter having a connector which connects the ocular portion of the endoscope to the camera for fluorescence observation.

The adapter provides a rotationally flexible image transmission means, in which the connector at the end of the adapter rotates with respect to the main body of the adapter and in which the other end of the connector is firmly connected to the main body of the adapter.

[0111]

(13) The fluorescence observation apparatus of the additional remark 12 is characterized by the image transmission means which consists of the fiber bundle.

[0112]

(14) The connector is provided with a rotation regulating member that limits the rotation of the main body of the adapter with respect to the connector.

[0113]

[Effect of the Invention]

As explained above, according to this invention, the structure of an organ can be clearly recognized at the time of fluorescence observation. A normal display image and a fluorescence display image can be obtained without switching a light source or an imaging means. Therefore, accurate diagnosis can be performed.

[Brief Explanation of Drawings]

[Figure 1]

Fig. 1 illustrates the schematic structure showing the fluorescence observation apparatus referred to in the first embodiment of this invention.

[Figure 2]

Fig. 2 illustrates the color distribution indicating a color display of each part of a display image at the time of fluorescence observation.

[Figure 3]

Fig. 3 illustrates the comparison table of color in each display of the fluorescence image created by images in the red region and the green region and the fluorescence image created by images in the red region and the green region and the reflected image in the blue region.

[Figure 4]

Fig. 4 illustrates the schematic structure of a fluorescence observation apparatus referred to in the second embodiment of this invention.

[Figure 5]

Fig. 5 is a characteristic graph showing the relationship between gain control and brightness of a fluorescence display image and a white light display image.

[Figure 6]

Fig. 6 illustrates the schematic structure of the fluorescence observation apparatus referred to in the third embodiment.

[Figure 7]

Fig. 7 is the schematic structure showing the rotating filter for switching the fluorescence detection wavelength range.

[Figure 8]

Fig. 8 is a characteristic graph showing the transmission wavelength bands of the rotating filter.

[Figure 9]

Fig. 9 illustrates the schematic structure showing the principal components of a fluorescence observation apparatus referred to in the fourth embodiment.

[Figure 10]

Fig. 10 is a sectional view of A-A line in Fig. 9 that shows the structure of a connection adapter.

[Figure 11]

Fig. 11 illustrates the structure of main components of the fluorescence observation apparatus for the fifth embodiment.

[Figure 12]

Fig. 12 is the schematic structure showing principal components of a fluorescence observation apparatus for the sixth embodiment.

[Figure 13]

Fig. 13 illustrates the main structure of an endoscope for fluorescence observation for the seventh embodiment.

[Figure 14]

Fig. 14 illustrates the structure showing principal components of a fluorescence observation endoscope for the eighth embodiment.

[Figure 15]

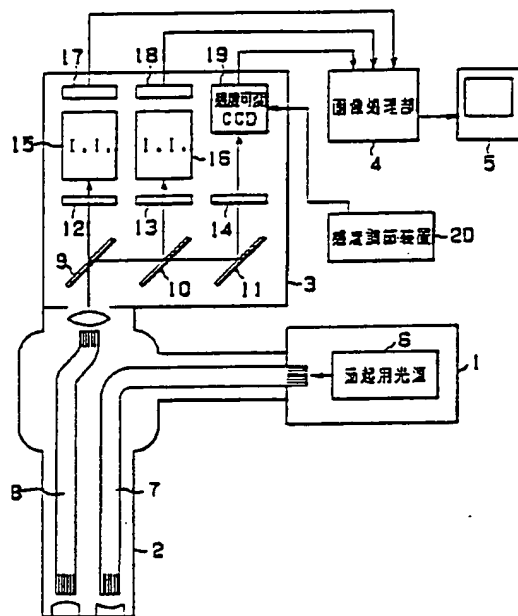
Fig. 15 is the structure showing the principal components of the fluorescence observation apparatus.

[Explanation of Drawings]

- 1 Light source apparatus
- 2 Endoscope
- 3 Camera
- 4 Image processing unit
- 5 Display unit
- 6 Light source for excitation
- 12-14 Band pass filter
- 17-18 CCD
- 19 Variable sensitivity CCD
- 20 sensitivity adjustment apparatus

【図 1】

[FIGURE 1]



[translation of Japanese text in Figure 1]
refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

【図 3】

[FIGURE 3]

蛍光観察画像の色表示

	R, Gのみ	R, G, B
病変部	赤	紫
正常部	緑	青緑
構造的影	黒	黒

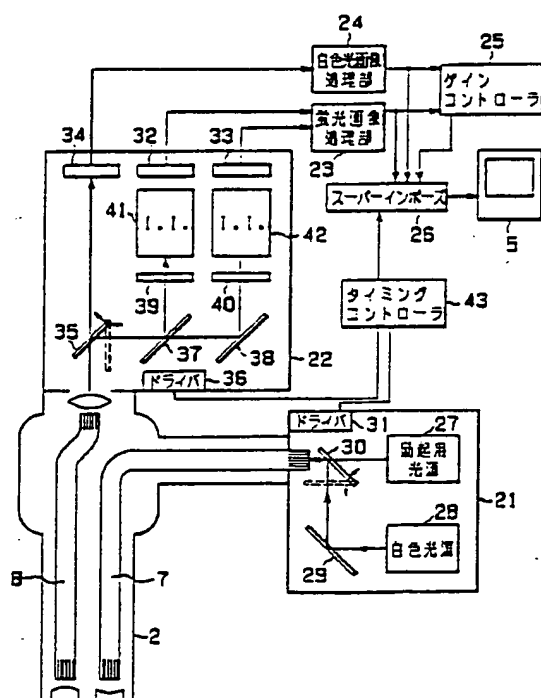
[translation of Japanese text in Figure 3]

Fluorescent observation image colour display

	R, G only	R, G, B
diseased part	red	violet
normal part	green	blue green
structural shadow	black	black

【図 4】

[FIGURE 4]



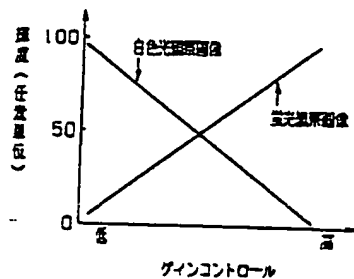
[translation of Japanese text in Figure 4]

- 23 fluorescent image processor
- 24 white image processor
- 25 gain controller

- 26 superimpose
- 27 excitation light source
- 28 white light source
- 31 driver
- 36 driver
- 43 timing controller

【図 5】

[FIGURE 5]



[translation of Japanese text in Figure 5]

vertical axis: brightness (arbitrary units)

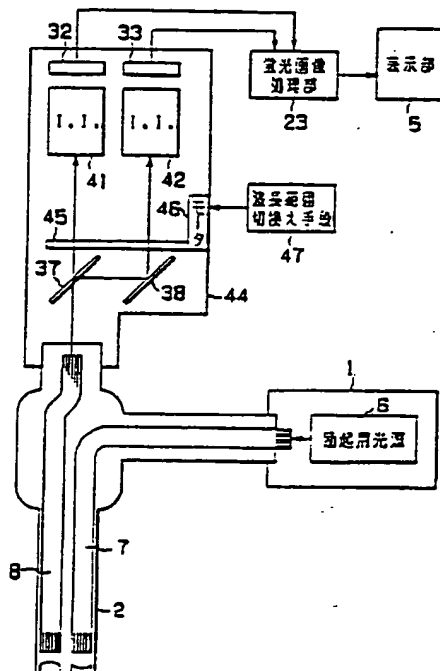
horizontal axis: gain control (low to high)

decreasing line: white observation image

increasing line: fluorescent observation image

【図 6】

[FIGURE 6]



[translation of Japanese text in Figure 6]

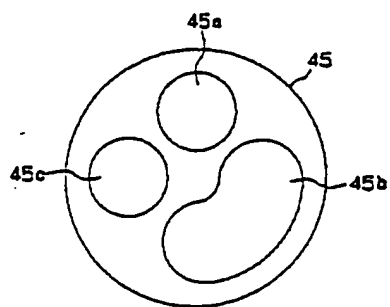
23 fluorescent image processor

46 motor

47 wavelength range switching means

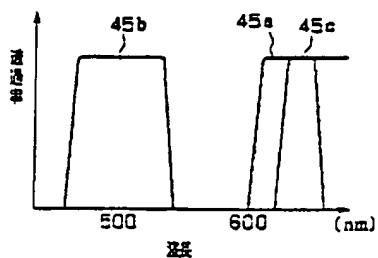
【図 7】

[FIGURE 7]



【図 8】

[FIGURE 8]



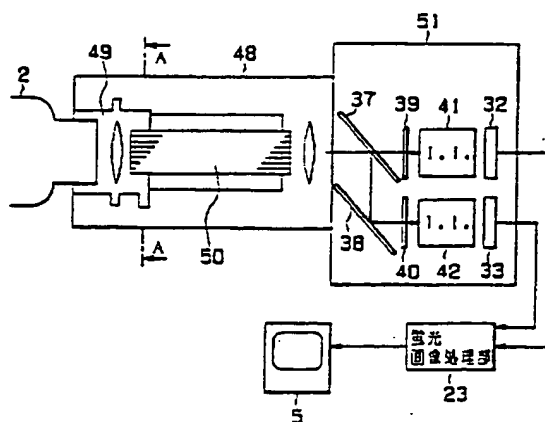
[translation of Japanese text in Figure 8]

vertical axis: transmittance rate

horizontal axis: wavelength (nm)

【図 9】

[FIGURE 9]

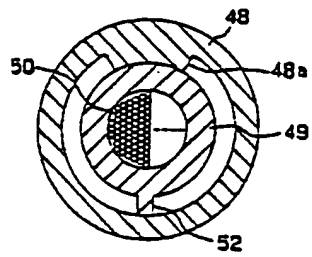


[translation of Japanese text in Figure 9]

23 fluorescent image processor

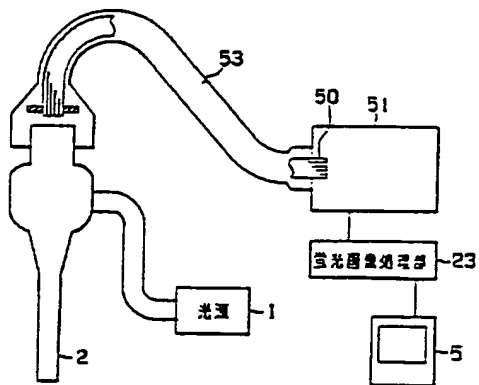
【図 10】

[FIGURE 10]



【図 11】

[FIGURE 11]

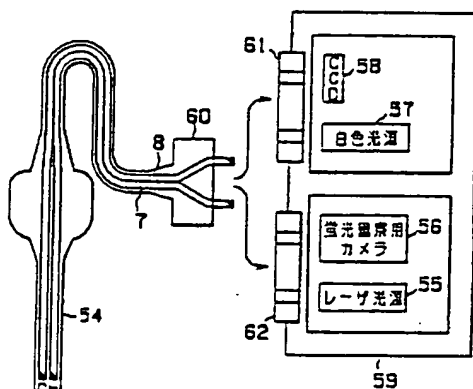


[translation of Japanese text in Figure 11]

23 fluorescent image processor

【図 12】

[FIGURE 12]

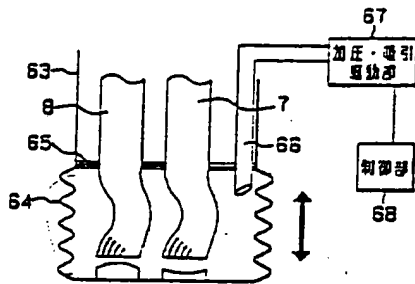


[translation of Japanese text in Figure 12]

55 laser source
56 fluorescent observation camera
57 white light source
58 CCD

【図 13】

[FIGURE 13]



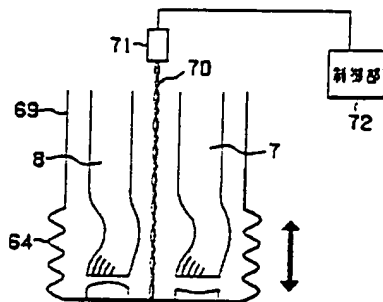
[translation of Japanese text in Figure 13]

67 pressure/suction drive

68 controller

【図 14】

[FIGURE 14]

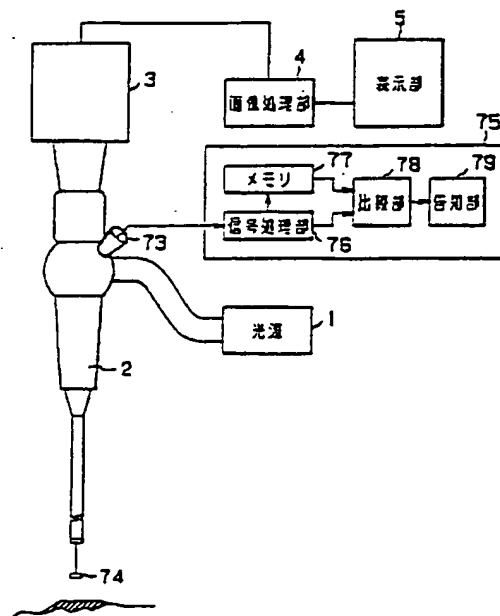


[translation of Japanese text in Figure 14]

72 controller

【図 15】

[FIGURE 15]



[translation of Japanese text in Figure 15]

76 signal processor

77 memory

78 comparison unit

79 notification unit

THIS PAGE BLANK (USPTO)

MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):

(19)【発行国】 日本国特許庁 (J P)	(19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP)
(12)【公報種別】 公開特許公報 (A)	(12)[PUBLICATION TYPE] Laid-open (kokai) patent application number (A)
(11)【公開番号】 特開平 1 0 - 3 0 9 2 8 2	(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Unexamined Japanese patent No. 10-309282
(43)【公開日】 平成 1 0 年 (1 9 9 8) 1 1 月 2 4 日	(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] November 24th, Heisei 10 (1998)
(54)【発明の名称】 蛍光観察装置	(54)[TITLE] Fluorescent observation apparatus
(51)【国際特許分類第 6 版】 A61B 10/00	(51)[IPC] A61B 10/00
【F I】 A61B 10/00 E T	[FI] A61B 10/00 E T
【審査請求】 未請求	[EXAMINATION REQUEST] UNREQUESTED
【請求項の数】 1	[NUMBER OF CLAIMS] 1
【出願形態】 O L	[Application form] O L
【全頁数】 1 3	[NUMBER OF PAGES] 13
(21)【出願番号】	(21)[APPLICATION NUMBER]

JP10-309282-A



特願平 9 - 1 2 2 6 0 3

Unexamined Japanese patent 9-122603

(22) 【出願日】

(22) [DATE OF FILING]

平成 9 年 (1 9 9 7) 5 月 1 3
日

May 13th, Heisei 9 (1997)

(71) 【出願人】

(71) [PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

0 0 0 0 0 0 3 7 6

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical K.K.

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号

(72) 【発明者】

(72) [INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

Ueno , Hitoshi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72) [INVENTOR]

【氏名】 平尾 勇実

Hirao , Isami

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3

番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 飯田 雅彦

Iida, Masahiko

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 竹端 栄

Takehata, Sakae

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 吉原 雅也

Yoshiwara, Masaya

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

Kaneko, Mamoru

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 岩▲崎▼ 誠二

Iwasaki, Seiji

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 真貝 成人

Magai, Shigeto

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 松本 伸也

Matsumoto, Shinya

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 高杉 芳治

Takasugi, Yoshiharu

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 横田 朗

Yokota, Akira

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(74) 【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

Ito, Susumu

(57) 【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

[SUBJECT]

蛍光観察時に、器官の構造を明
瞭に確認でき、正確な組織性状
の診断を行えるようにする。

At the time of fluorescent observation, the
structure of the organum can be confirmed
clearly, and the exact tissue characteristic can

be diagnosed.

【解決手段】

蛍光観察装置は、光源装置 1 の励起用光源 6 より青色領域の励起光を発生して内視鏡 2 を介して観察部位に照射し、この励起光による観察部位からの蛍光像と反射光像を内視鏡 2 を介してカメラ 3 で撮像する。このとき、蛍光像を赤色領域と緑色領域の像に分離してそれぞれ CCD 17, 18 で撮像すると共に、反射光像を感度調節装置 20 で感度調節された感度可変 CCD 19 により撮像する。そして、これらの画像信号を基に画像処理部 4 で信号処理を行い、青色領域の反射光像の強度を調節することにより、白色光画像とほぼ同等の通常観察画像及び蛍光観察画像を生成し、これらの画像を重ね合わせて表示部 5 に表示する。

[SOLUTION]

From the light source for excitation 6 of a light source device 1, fluorescent observation apparatus generates the excitation light of a blue region, and irradiates it to an observation part via an endoscope 2.

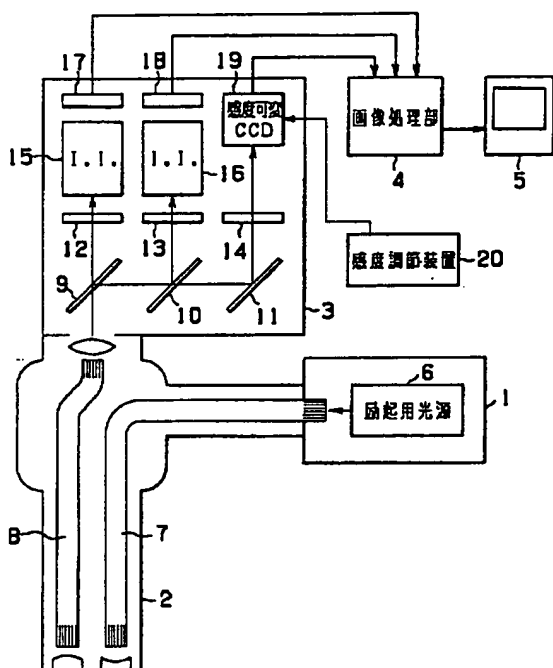
The fluorescent image and the reflected-light image from the observation part by these excitation lights are recorded with camera 3 via an endoscope 2.

While a fluorescent image is isolated in the image of a red-colour area and a green region and respectively registered by CCD 17 and 18 at this time, by which sensitivity regulation was performed with the sensitivity regulation apparatus 20 records a reflected-light image by CCD19 which can have variable sensitivity.

And, signal processing is performed in the image-processing part 4 on the basis of these image signals.

By adjusting strength of the reflected-light image of a blue region, a white-light image, an almost equivalent usual observation image, and fluorescent observation image are generated.

These images are superimposed and displayed on the display part 5.



[translation of Japanese text in Selection Diagram]
refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

【特許請求の範囲】

[CLAIMS]

【請求項 1】

体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、
前記体腔内組織を前記励起光により励起して得られる蛍光のうち少なくとも2つ以上の異なる色調帯域の蛍光像を撮像する第1の撮像手段と、
前記体腔内組織からの前記励起光の反射により得られる反射光像を撮像する第2の撮像手段と、
前記反射光像を撮像する第2の

[CLAIM 1]

A fluorescent observation apparatus provided with a light source which generates the excitation light for exciting the fluorescence from intra-corporeal tissue. Among the fluorescence of exciting the above-mentioned intra-corporeal tissue by the above-mentioned excitation light, first image-pick-up means to image-pick up the fluorescent image of the colour band region of at least two different, 2nd image-pick-up means to image-pick up the reflected-light image obtained by the reflection of the above-mentioned excitation light from the above-mentioned intra-corporeal tissue,

撮像手段の感度を調節する感度調節手段と、
前記第1及び第2の撮像手段からの出力画像信号を重ね合わせる画像処理手段と、
を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

sensitivity regulation means to adjust the sensitivity of 2nd image-pick-up means for image-pick up of the above-mentioned reflected-light image, image-processing means which superimposes the output image signal from the above-mentioned first and second image-pick-up means.

【発明の詳細な説明】**[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【0001】****[0001]****【発明の属する技術分野】****[TECHNICAL FIELD]**

本発明は、励起光を生体組織の観察対象部位へ照射して励起光による蛍光像を得る蛍光観察装置に関する。

This invention relates to a fluorescent observation apparatus which irradiates excitation light to the observation part of an organism tissue, and obtains the fluorescent image by excitation light.

【0002】**[0002]****【従来の技術】****[PRIOR ART]**

近年、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射し、この励起光によって生体組織から直接発生する自家蛍光や生体へ注入しておいた薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が用いられつつあり、この蛍光観察を行うための蛍光観察装置が開発さ

In recent years, excitation lights are irradiated to the observation part of an organism tissue.

These excitation light detect from an organism tissue, the self-fluorescence, and the fluorescence of the medicine injected into the organism generated directly, as a two-dimensional image.

The technique whereby an illness condition (for example, the variety and permeation extent of the illness), such as the modification of an organism tissue and cancer, is diagnosed from

れている。

that fluorescent image is used, and the fluorescent observation apparatus for performing this fluorescent observation is developed.

【0003】

自家蛍光においては、生体組織に励起光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質としては、例えばコラーゲン、NADH (ニコチンアミドアデニンヌクレオチド), FMN (フラビンモノヌクレオチド), ビリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような蛍光を生ずる生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつあり、これらの蛍光により癌等の診断が可能である。

[0003]

Concerning self-fluorescence, if excitation lights are irradiated to an organism tissue, the fluorescence of a wavelength longer than those excitation light will occur.

As the fluorescent material in the organism, for example, there are a collagen, NADH (nicotinamide adenine nucleotide) and FMN (flavin mononucleotide), ?birdine? nucleotide, etc.

Recently, the interactive relationship of ?factor-matter? in the living body and the illness which generate such a fluorescence is becoming clear, and the diagnosis of cancer etc. is possible by these fluorescence.

【0004】

また、薬物の蛍光においては、生体内へ注入する蛍光物質としては、HpD (ヘマトポルフィリン), Photofrin, ALA (δ -amino levulinic acid) 等が用いられる。これらの薬物は癌などへの集積性があり、これを生体内に注入して蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。また、モノクローナル抗体に蛍光物質を付加させ、抗原抗体反応により病変部に蛍光物質を集積させる方法もある。

[0004]

Moreover, in the fluorescence of a medicine, HpD (hematoporphyrin), Photofrin, ALA(δ -amino levulinic acid), etc. are used as a fluorescent material injected into in the living body, and these medicines have accumulation property, such as towards cancer.

An illness part can be diagnosed by injecting this in the living body and observing the fluorescence.

Moreover, there is also a method of making a fluorescent material add to a monoclonal antibody, and making a disease part accumulate a fluorescent material by an antigen antibody reaction.

【0005】

励起光としては例えばレーザー光、水銀ランプ、メタルハライドランプ等が用いられ、励起光を生体組織へ照射することによって観察対象部位の蛍光像を得る。この励起光による生体組織における微弱な蛍光を検出して2次元の蛍光画像を生成し、観察、診断を行う。

[0005]

As excitation light, for example, a laser light, a mercury lamp, a metal halide lamp, etc. are used.

The fluorescent image of the observation part is obtained by irradiating excitation light to an organism tissue.

The weak fluorescence in the organism tissue by this excitation light is detected, and a two-dimensional fluorescent image is generated.

An observation and a diagnosis are performed.

【0006】

このような蛍光観察装置においては、一般に生体組織より発生する蛍光から特定波長帯域を抜き出して、演算処理を行い画像化して診断を行っている。例えば特開平6-125911号公報には、励起光による蛍光像と通常の白色照明光による外観像とを観察可能な内視鏡装置において、所定の光強度以上の蛍光を検出した場合に、蛍光像を外観像と共に合成して表示できるようにしたものが開示されている。

[0006]

In such fluorescent observation apparatus, the fluorescent from a specific wavelength band generally generated from an organism tissue is extracted.

It is diagnosing by numerically processing and image-ising.

For example, in unexamined-Japanese-patent-No. 6-125911 gazette, the fluorescent image by excitation light and the exterior image by the usual white illumination light using an observable endoscope apparatus, when the fluorescence more than a predetermined optical intensity is detected, synthesising the fluorescent image with an exterior image and enabling it to display is disclosed.

【0007】**[0007]**

【発明が解決しようとする課題】

[PROBLEM ADDRESSED]

In an apparatus such as described in the

前述した特開平6-125911号公報に記載の装置のように、従来の構成で得られる観察画像は、蛍光画像と白色光画像とを相互に表示するため、フリッカーにより見づらい画像となる。また、蛍光画像のみを表示したものでは、観察画像において器官の構造的な影の部分と病変部との見分けが付けにくく、診断能を低下させてしまう問題を有していた。

【0008】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、蛍光観察時に、器官の構造が明瞭に確認でき、また通常観察画像と蛍光観察画像を光源や撮像手段を切換えることなく得ることができ、正確な診断を行うことが可能な蛍光観察装置を提供することを目的としている。

【0009】**【課題を解決するための手段】**

本発明による蛍光観察装置は、体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、前記体腔内組織を前記励起光により励起して得られる蛍光のうち少なくとも2つ以上の異

unexamined-Japanese-patent-No. 6-125911 gazette mentioned above, since the observation image obtained with a conventional component may display a fluorescent image and a white-light image mutually, it becomes the image which is hard to observe due to flicker.

Moreover, in an observation image, it is hard to distinguish between the part of the structural shadow of the organum, and a disease part in that which has displayed only the fluorescent image, and it had the problem of having made diagnostic ability reducing.

[0008]

This invention was formed in consideration of the above-mentioned situation, and the structure of the organum can be confirmed clearly at the time of fluorescent observation.

Moreover a usual observation image and fluorescent observation image can be obtained, without switching the light source and image-pick-up means, and it aims at offering the fluorescent observation apparatus which can perform an exact diagnosis.

[0009]**[SOLUTION OF THE INVENTION]**

For the fluorescent observation apparatus by this invention, the light source which generates the excitation light for exciting the fluorescence from an intra-corporeal tissue, the fluorescent time of exciting the above-mentioned intra-corporeal tissue by the above-mentioned

なる色調帯域の蛍光像を撮像する第1の撮像手段と、前記体腔内組織からの前記励起光の反射により得られる反射光像を撮像する第2の撮像手段と、前記反射光像を撮像する第2の撮像手段の感度を調節する感度調節手段と、前記第1及び第2の撮像手段からの出力画像信号を重ね合わせる画像処理手段と、を備えたものである。

excitation light, first image-pick-up means to image-pick up the fluorescent image of the at least more than two differing colour band regions, 2nd image-pick-up means to image-pick up the reflected-light image obtained by the reflection of the above-mentioned excitation light from the above-mentioned intra-corporeal tissue, and sensitivity regulation means to adjust the sensitivity of 2nd image-pick-up means to image-pick up the above-mentioned reflected-light image, image-processing means which superimposes the output image signal from the above-mentioned first and second image-pick-up means, it is equipped with these.

【 0 0 1 0 】

[0010]

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図3は本発明の第1実施形態に係り、図1は蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、図2は蛍光観察時の観察画像における各部位の表示色を示す色分布図、図3は蛍光画像の生成に赤色領域と緑色領域の蛍光像のみを使用した場合と赤色領域及び緑色領域の蛍光像と青色領域の反射光像を使用した場合の各部位の色表示を示す比較説明図である。

[Embodiment]

Hereafter, the embodiment of this invention is explained with reference to a drawing.

Figs. 1 - 3 concern the 1st embodiment of this invention.

Fig. 1 is a component explanatory drawing showing the schematic component of fluorescent observation apparatus.

Fig. 2 is a colour distribution diagram showing the display colour of each part in the observation image at the time of fluorescent observation.

In Fig. 3, when using only the fluorescent image of a red-colour area and a green region to generation of a fluorescent image, when using the fluorescent image of a red-colour area and a green region, and the reflected-light image of a blue region, it is the comparison

explanatory drawing showing the colour display of each part.

【0011】

図1に示すように、本実施形態の蛍光観察装置は、励起光を発生させる光源装置1と、光源装置1からの励起光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像と励起光の反射光像とを検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像と反射光像とを撮像し電気信号に変換するカメラ3と、カメラ3からの画像信号を処理し、蛍光画像と反射光画像とを合成し観察画像を生成する画像処理部4と、画像処理部4により生成された観察画像を表示するCRT モニタ等からなる表示部5とを備えて主要部が構成されている。

【0012】

光源装置1は、蛍光を励起するための青色領域の狭帯域（特に400nm～450nm）に波長を持つ励起光を発生する励起用光源6を備えて構成される。

【0013】**[0011]**

As shown in Fig. 1, the fluorescent observation apparatus of this embodiment is with the light source device 1 which generates excitation light, the excitation light from a light source device 1 are irradiated to an observation part in the living body.

The endoscope 2 which the fluorescent image and the reflected-light image of the excitation light by excitation lights are detected, and is transmitted to externally, camera 3 which the fluorescent image and the reflected-light image which were obtained by endoscope 2 are recorded, and performs a conversion to an electrical signal, the image signal from camera 3 is processed, the image-processing part 4 which synthesises a fluorescent image and a reflected-light image and generates an observation image, the display part 5 which consists of the CRT monitor which displays the observation image generated by the image-processing part 4. All of these are provided and the principal part is comprised.

[0012]

A light source device 1 is the narrow-band (especially the light source for excitation 6 which generates the excitation light which has a wavelength in 400 nm - 450 nm) is provided, and comprised) of the blue region for exciting a fluorescence.

[0013]

内視鏡 2 は、生体内へ挿入する細長の挿入部を有し、光源装置 1 からの励起光を挿入部先端まで伝達するライトガイド 7 を含む照明光学系と、観察部位の蛍光像及び反射光像を手元側の接眼部まで伝達するイメージガイド 8 を含む観察光学系とを備えて構成される。

An endoscope 2 has the long and slender insertion part inserted into the living body.

The illumination optical system containing the light guide 7 which transmits the excitation light from a light source device 1 to an insertion-part end, the observation optical system containing the image guide 8 which transmits the fluorescent image and the reflected-light image of an observation part to the eye-piece part on the user side. These are provided and it is comprised.

【0014】

カメラ 3 は、内視鏡 2 の接眼部に着脱自在に接続され、内視鏡 2 より入射する蛍光像及び反射光像を 3 つの光路に分割するダイクロイックミラー 9、ダイクロイックミラー 10、ミラー 11 と、蛍光を検出する波長帯域 λ_1 を透過するバンドパスフィルタ 12 と、蛍光を検出する波長帯域 λ_2 を透過するバンドパスフィルタ 13 と、励起用光源 6 からの励起光の反射光の波長帯域のみを透過するバンドパスフィルタ 14 と、バンドパスフィルタ 12 を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア (図中では I.I. と略記する) 15 と、バンドパスフィルタ 13 を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア 16 と、イメージインテンシファイア 15 の出力像を撮像する CCD 17 と、イメージ

[0014]

A camera 3 is detachably connected to the eye-piece part of an endoscope 2.

The dichroic mirror 9 which divides the fluorescent image and the reflected-light image which perform incidence from an endoscope 2, into three optical paths, a dichroic mirror 10, mirror 11, and the band-pass filter 12 which transmits wavelength band (λ_1) which detects a fluorescence, the band-pass filter 13 which transmits wavelength band (λ_2) which detects a fluorescence, and the band-pass filter 14 which transmits only the wavelength band of the reflected light of the excitation light from the light source for excitation 6, the image intensifier (abbrev. as I.I. in the drawing(s)) 15 which amplifies the fluorescent image which transmitted the band-pass filter 12, and the image intensifier 16 which amplifies the fluorescent image which transmitted the band-pass filter 13, CCD17 which records the output image of the image intensifier 15, CCD18 which records the output image of the image intensifier 16, CCD19 with

ンテンシファイア 16 の出力像を撮像する CCD 18 と、バンドパスフィルタ 14 を透過した反射光像を撮像する感度可変 CCD 19 と、感度可変 CCD 19 の感度を任意に調整する感度調節装置 20 とを備えて構成される。

variable sensitivity records the reflected-light image which transmitted the band-pass filter 14, the sensitivity regulation apparatus 20 which adjusts arbitrarily the sensitivity of CCD19 with variable sensitivity.

These are provided and it is comprised.

【0015】

光源装置 1 において、励起用光源 6 により光の波長が青色領域にある励起光 λ_0 を発生する。この光は内視鏡 2 のライトガイド 7 に導光される。ライトガイド 7 に導光された励起光 λ_0 は、内視鏡 2 内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。

[0015]

In a light source device 1, excitation-light (λ_0) which has the wavelength of a light in the blue range with the light source for excitation 6 is generated.

The light-guide of this light is performed to the light guide 7 of an endoscope 2.

Excitation-light (λ_0) by which the light-guide was performed to the light guide 7 is transmitted to the insertion-part end through endoscope 2 inside, and it is irradiated to the observation part in the living body.

【0016】

そして、観察部位からの励起光による蛍光像と反射光像は、内視鏡 2 のイメージガイド 8 を通じて手元側の接眼部まで伝達され、カメラ 3 に入射される。カメラ 3 に入射された蛍光像と反射光像は、ダイクロイックミラー 9、ダイクロイックミラー 10、ミラー 11 により透過及び反射して 3 つの光路に分割される。分割された 3 つの光は、それぞれバンドパスフィルタ 12、バンドパスフィルタ 13、

[0016]

And, the fluorescent image and the reflected-light image by excitation light from an observation part are transmitted to the eyepiece part on the user side through the image guide 8 of an endoscope 2.

Incidence is performed to camera 3.

It transmits and reflects by the dichroic mirror 9, the dichroic mirror 10, and mirror 11, and the fluorescent image and the reflected-light image by which incidence was performed to camera 3 are divided into three optical paths.

The divided three lights respectively transmit the band-pass filter 12, the band-pass filter 13,

バンドパスフィルタ 14 を透過 and the band-pass filter 14.
する。

【0017】

バンドパスフィルタ 12 を透過した蛍光像は、イメージインテンシファイア 15 で増幅された後に CCD 17 で撮像されてビデオ信号に変換される。また同様に、バンドパスフィルタ 13 を透過した蛍光像は、イメージインテンシファイア 16 で増幅された後に CCD 18 で撮像されてビデオ信号に変換される。バンドパスフィルタ 14 を透過した反射光像は、感度可変 CCD 19 で撮像されてビデオ信号に変換される。

[0017]

After amplifying the fluorescent image which transmitted the band-pass filter 12, by the image intensifier 15, it is recorded by CCD17, and a conversion is performed to a video signal.

Moreover after amplifying the fluorescent image which transmitted the band-pass filter 13, by the image intensifier 16, similarly, it is recorded by CCD18, and a conversion is performed to a video signal.

The reflected-light image which transmitted the band-pass filter 14 is recorded by CCD19 with variable sensitivity, and a conversion is performed to a video signal.

【0018】

CCD 17, CCD 18 及び感度可変 CCD 19 で得られた蛍光像と反射光像のビデオ信号は画像処理部 4 に入力される。画像処理部 4 では、2つの波長帯域の蛍光像のビデオ信号と、反射光像のビデオ信号を演算処理して観察画像を生成する。

[0018]

The video signal of CCD17, CCD18, and the fluorescent image obtained by CCD19 with variable sensitivity and a reflected-light image is input into the image-processing part 4.

In the image-processing part 4, the video signal of the fluorescent image of two wavelength bands and the video signal of a reflected-light image are numerically processed, and an observation image is generated.

【0019】

励起光による観察部位における可視領域の蛍光は、励起光 λ_0 より長い波長の帯域の強度分布となり、正常部位では特に緑色

[0019]

The fluorescence of the visualisation area in the observation part by excitation light is a strong distribution of the band of wavelength longer than excitation-light (λ_0).

領域 λ_2 付近 (特に 490 nm ~ 560 nm) で強く、病変部では弱くなる。よって、画像処理部 4 において、緑色領域 λ_2 付近と、これよりも波長の長い赤色領域 λ_1 付近 (特に 620 nm ~ 800 nm) の蛍光像の信号を演算処理することにより、得られる蛍光画像から正常部位と病変部との判別が可能である。

【0020】

ところで、CCD17, CCD18で得られる蛍光像の明るさは、感度可変CCD19で得られる反射光像に比べて非常に暗い。従って、そのまま各像を重ね合わせたのでは、反射光像となんら変わらない画像になってしまう。そこで、感度調節装置20により感度可変CCD19の感度を調節し、反射光像の明るさをCCD17, CCD18で得られる蛍光像の明るさに合わせる。そして、各像の画像信号を画像処理部4で演算処理をして、白色光源を使用して得られる白色光画像とほぼ同等の通常観察画像を生成する。

Especially at a normal part, it is near green region (λ_2) (especially strong 490 nm - 560 nm), whereas in a disease part, it becomes weak.

Therefore, in image-processing part 4, near green region (λ_2), near where a wavelength is longer than this in the red-colour area (λ_1), (Especially signal range of 620 nm - 800 nm) fluorescent image is numerically processed)

The discrimination with the obtained fluorescent image between the normal part and the disease part is possible.

[0020]

For The brightness of the fluorescent image obtained by CCD17, CCD18 by the way, compared with the reflected-light image obtained by CCD19 with a variable sensitivity, it is very dark.

Therefore, in having piled each image as it was, it will become an image just like the reflected-light image.

Consequently, the sensitivity of CCD19 with variable sensitivity is adjusted with the sensitivity regulation apparatus 20.

The brightness of a reflected-light image is joined to the brightness of the fluorescent image obtained by CCD17 and CCD18.

And, the image signal of each image is numerically processed in the image-processing part 4.

The white-light image obtained using a white light source and an almost equivalent usual observation image are generated.

【0021】

このとき、赤色領域 λ_1 付近の蛍光像、緑色領域 λ_2 付近の蛍光像、青色領域の反射光像を合成演算することにより、R、G、Bの三原色の画像を合成してカラー画像を得る場合と同等の処理となり、白色光画像とほぼ同等の通常観察画像を得ることができる。

【0022】

また、感度調節装置20により感度可変CCD19の感度を下げ、反射光像の明るさをCCD17、CCD18で得られる蛍光像より暗くすることによって、蛍光像の信号のみを演算したときとほぼ同等の蛍光観察画像を生成する。

【0023】

画像処理部4により生成された画像信号は、表示部5に送られ、表示部5において観察画像が表示される。このときの観察画像において、正常部、病変部、器官の構造的な影の部分の各部位に対応する表示色の分布を図2に示す。また、図3には、蛍光画像の生成に赤色領域(R)と緑色領域(G)の蛍光像のみを使用した場合とR、Gの蛍光像

[0021]

At this time, the fluorescent image near red-colour area (λ_1), the fluorescent image near green region (λ_2), the synthetic calculation of the reflected-light image of a blue region is performed, based on this, it becomes a process equivalent to the case where synthesising the image of the three primary colors of R, G, and B, and a colour image is obtained.

Almost equivalent to the white-light image, a usual observation image can be obtained.

[0022]

Moreover, the sensitivity of CCD19 with a variable sensitivity is lowered with the sensitivity regulation apparatus 20.

The brightness of the reflected-light image is made darker than the fluorescent image obtained by CCD17 and CCD18, fluorescent observation image almost equivalent to when calculating only the signal of a fluorescent image is generated.

[0023]

The image signal generated by the image-processing part 4 is sent to the display part 5.

An observation image is displayed in the display part 5.

In the observation image at this time, the distribution of a display colour corresponding to a normal part and disease part and each part of the structural shadow of the organum is shown in Fig. 2.

Moreover, when using only the fluorescent image of a red-colour area (R) and a green

と青色領域（B）の反射光像を使用した場合の各部位の色表示の違いを示す。

【0024】

蛍光観察画像は青色領域の反射光像の信号が含まれるため、図2及び図3に示すように、病変部は紫色、正常部は青緑色、器官の構造的な影の部分は黒色で表示される。なお、赤色領域と緑色領域の蛍光像の信号のみを演算した場合は、病変部は赤色、正常部は緑色、器官の構造的な影の部分は黒色となり、反射光像の信号を加えた場合と異なる。

【0025】

このように本実施形態の蛍光観察装置では、励起光からの反射光像の明るさを調節して、蛍光像に重ね合わせるにより、カメラや光源の交換等の煩雑な操作を行うことなく、通常観察画像と蛍光観察画像のそれぞれ同等の観察画像を表示することができる。このため、操作性が向上すると共に、白色光源を用意する必要がなくなり、装置の小型化をはかることができる。

region (G) for generation of a fluorescent image in Fig. 3, the difference of the colour display of the each part at the time of using R, and the fluorescent image of G and the reflected-light image of a blue region (B) is shown.

[0024]

Since, as for fluorescent observation image, the signal of the reflected-light image of a blue region is included, a disease part is purple as shown in Fig. 2 and 3, a normal part is a blue-green colour, and the part of the structural shadow of the organum is black and is displayed.

In addition, when calculating only the signal of the fluorescent image of a red-colour area and a green region, A disease part is red colour, a normal part is green, and the structural shadow of the organum becomes black.

It is different from the case where the signal of a reflected-light image is added.

[0025]

Thus in the fluorescent observation apparatus of this embodiment, the brightness of the reflected-light image from excitation light is adjusted.

The respectively equivalent observation image of a usual observation image and fluorescent observation image can be displayed, without performing complicated operation of a camera, the exchange of a light source, etc. by superimposing on top of the fluorescent image.

For this reason, while operativity improves, it becomes unnecessary to prepare a white light

source, and a size-reduction of the apparatus can be achieved.

【0026】

さらに、蛍光観察画像は、緑色、赤色の蛍光像に加えて、青色の反射光像が含まれることで、器官の構造が見やすくなり、器官の構造的な影により暗くなっている部分と病変部が存在することにより暗くなっている部分とが判別しやすくなるため、診断能が向上する。

[0026]

Furthermore, fluorescent observation image is that a blue reflected-light image included in addition to the fluorescent image of green and red colour, and the structure of the organum becomes legible.

Since it becomes easy to distinguish the part which is dark by the structural shadow of the organum, and the part which is dark due to disease part, diagnostic ability improves.

【0027】

なお、本実施形態において示した蛍光観察画像の病変部、正常部等の表示色は、一例を示したにすぎず、これと異なる色であってもよい。

[0027]

In addition, display colours, such as the disease part of the fluorescent observation image shown in this embodiment, and a normal part, are only one example, and it may be a colour different from this.

【0028】

また、励起光の反射光は生体組織からの蛍光の強度に比べ、強い光の強度を持つ。そのため、上記実施形態にて示したように励起光の帯域のみを抜き出す手段は必ずしも必要でない。そこで、カメラ3内の各CCDの構成を、図4に示す第2実施形態のカメラ22のような構成とし、カメラ22の可動ミラー35をハーフミラーに変更すれば、バンドパスフィルタ14を不要とすることができる。

[0028]

Moreover, the reflected light of excitation light has a strong intensity of light compared with fluorescent strength from an organism tissue.

Therefore, means which extracts only the band of excitation light as the above-mentioned embodiment showed is not necessarily required.

Consequently, for each component of CCD in camera 3, it is considered as the component such as camera 22 of the 2nd embodiment shown in Fig. 4.

If the movable mirror 35 of camera 22 is changed into a one-way mirror, the band-pass filter 14 can be made unnecessary.

【0029】

図4及び図5は本発明の第2実施形態に係り、図4は蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、図5はゲインコントロールと蛍光観察画像及び白色光観察画像の輝度との関係を示す特性図である。

【0030】

第2実施形態の蛍光観察装置は、白色光画像と蛍光画像を同時に得るものであり、内視鏡と、白色光観察及び蛍光観察のためのそれぞれの光源装置と、それぞれの光源装置に対応する撮像装置と、それぞれの撮像装置に対応する画像処理装置とから構成されるようになっている。

【0031】

図4に示すように、励起光と白色光を発生させる光源装置21と、光源装置21からの励起光または白色光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像または白色光による白色光像を検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像または白色光像を蛍光観察用撮像装置または白色光観察用撮像装置で撮像して電気信号に変換するカメラ22と、カメ

[0029]

Fig. 4 and 5 concerns the second embodiment of this invention.

Fig. 4 is a component explanatory drawing showing the schematic component of fluorescent observation apparatus. Fig. 5 is a characteristic view showing the relationship between brightness and gain control, for fluorescent observation image, and for a white-light observation image.

[0030]

The fluorescent observation apparatus of the second embodiment obtains a white-light image and a fluorescent image simultaneously.

It comprises from an endoscope, each light source device for a white-light observation and fluorescent observation, the image-pick-up apparatus corresponding to each light source device, and the image processor corresponding to each image-pick-up apparatus.

[0031]

As shown in Fig. 4, the excitation light or white light from the light source device 21 which generates excitation light and white light, and the light source device 21 is irradiated to an observation part in the living body.

The endoscope 2 which the fluorescent image by excitation light or the white light image by white light is detected, and is transmitted externally, the fluorescent image or the fluorescent white light image obtained by endoscope 2 is recorded with the fluorescent image-pick-up apparatus for observation, or the

ラ 2 2 からの蛍光画像信号を処理して蛍光画像を生成する蛍光画像処理部 2 3 と、カメラ 2 2 からの白色光画像信号を処理して白色光画像を生成する白色光画像処理部 2 4 と、蛍光画像処理部 2 3 により生成された画像信号の各色信号のゲインを調整するゲインコントローラ 2 5 と、ゲインを調整後の白色光画像と蛍光画像の画像信号を重ね合わせるスーパーインポーズ部 2 6 と、スーパーインポーズ部 2 6 からの出力信号を入力して観察画像を表示する CRT モニタ等からなる表示部 5 とを備えて主要部が構成されている。

image-pick-up apparatus for a white-light observation. camera 22 which performs a conversion to an electrical signal, the fluorescent image-processing part 23 which processes the fluorescent image signal from camera 22, and generates a fluorescent image, the white-light image-processing part 24 which processes the white-light image signal from camera 22, and generates a white-light image, the gain controller 25 which adjusts the gain of each chrominance signal of the image signal generated by the fluorescent image-processing part 23, the superimposition part 26 which superimposes the image signal of the white-light image after adjusting a gain, and a fluorescent image, the display part 5 which consists of the CRT monitor which inputs the output signal from the superimposition part 26, and displays an observation image.

These are provided and the principal part is comprised.

【 0 0 3 2 】

光源装置 2 1 は、蛍光を励起するための励起光を発生する励起用光源 2 7 と、白色光像を得るための白色光を発生する白色光源 2 8 と、白色光を内視鏡 2 のライトガイド 7 へ導光するためのミラー 2 9 と、励起光と白色光を選択的にライトガイド 7 へ導光する可動ミラー 3 0 と、可動ミラー 3 0 を駆動させるドライバ 3 1 とを備えて構成される。

[0032]

Light source device 21, the light source for excitation 27 which generates the excitation light for exciting a fluorescence, the white light source 28 which generates white light for obtaining a white light image, mirror 29 for performing the light-guide of white light to the light guide 7 of an endoscope 2, the movable mirror 30 which performs selectively the light-guide of excitation light and white light to a light guide 7, driver 31 which makes the movable mirror 30 drive. These are provided and it is comprised.

【0033】

カメラ22は、内視鏡2の接眼部に着脱自在に接続され、内視鏡2より入射する蛍光像または白色光像を選択的に蛍光像撮影用CCD32、蛍光像撮影用CCD33、白色光像撮影用CCD34へ導くための可動ミラー35と、可動ミラー35を駆動させるドライバ36と、可動ミラー35により導光された蛍光像を2つの光路に分割するダイクロックミラー37、ミラー38と、蛍光を検出する波長帯域 λ_1 を透過するバンドパスフィルタ39と、蛍光を検出する波長帯域 λ_2 を透過するバンドパスフィルタ40と、バンドパスフィルタ39を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア41と、バンドパスフィルタ40を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア42と、イメージインテンシファイア41の出力像を撮像する蛍光像撮影用CCD32と、イメージインテンシファイア42の出力像を撮像する蛍光像撮影用CCD33と、白色光像を撮像する白色光像撮影用CCD34とを備えて構成される。

【0034】

また、白色光画像と蛍光画像の切換えタイミングを制御するタ

[0033]

A camera 22 is detachably connected to the eye-piece part of endoscope 2.

The fluorescent image or the fluorescent white light image which performs incidence from an endoscope 2 fluorescent CCD for image photography32, selectively.

The movable mirror 35 for guiding to fluorescent CCD for image photography33, and CCD 34 for white light-image photography, driver 36 which makes the movable mirror 35 drive, the dichroic mirror 37 which divides the fluorescent image by which the light-guide was performed as for the movable mirror 35, into the two optical path, mirror 38, the band-pass filter 39 which transmits wavelength band (λ)1 which detects a fluorescence, the band-pass filter 40 which transmits wavelength band (λ)2 which detects a fluorescence, the image intensifier 41 which amplifies the fluorescent image which transmitted the band-pass filter 39, the image intensifier 42 which amplifies the fluorescent image which transmitted the band-pass filter 40, fluorescent CCD for image photography32 which records the output image of the image intensifier 41, fluorescent CCD for image photography33 which records the output image of the image intensifier 42, CCD 34 for white light-image photography which records the white light image.

These are provided and it is comprised.

[0034]

Moreover, the timing controller 43 which controls switching timing of the white-light

イミシングコントローラ 43 が設けられ、可動ミラー 30 と可動ミラー 35 の角度はそれぞれドライバ 31, ドライバ 36 を介してタイミングコントローラ 43 により制御されるようになっている。

【0035】

蛍光観察時には、光源装置 21 において、励起用光源 27 により励起光 λ_0 を発生する。またこのとき、可動ミラー 30 はドライバ 31 を介してタイミングコントローラ 43 の制御により励起光 λ_0 を内視鏡 2 のライトガイド 7 に導光する角度に置かれる。ライトガイド 7 に導光された励起光 λ_0 は、内視鏡 2 内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。

【0036】

そして、観察部位からの励起光による蛍光像は、内視鏡 2 のイメージガイド 8 を通じて手元側の接眼部まで伝達され、カメラ 22 に入射される。カメラ 22 に入射された蛍光像は、可動ミラー 35, ダイクロイックミラー 37, ミラー 38 により透過及び反射して 2 つの光路に分割される。このとき、可動ミラー 35 はドライバ 36 を介してタ

image and the fluorescent image is provided.

The angle of the movable mirror 30 and the movable mirror 35 is respectively controlled by the timing controller 43 via driver 31 and driver 36.

[0035]

At the time of fluorescent observation, excitation-light (λ_0) is generated with the light source for excitation 27 in a light source device 21.

Moreover the movable mirror 30 is set at the angle which performs the light-guide of the excitation-light (λ_0) to the light guide 7 of an endoscope 2 by the control of the timing controller 43 via driver 31, at this time.

Excitation-light (λ_0) by which the light-guide was performed to the light guide 7 is transmitted to an insertion-part end through endoscope 2 inside, and it is irradiated to the observation part in the living body.

[0036]

And, the fluorescent image by the excitation light from an observation part is transmitted to the eye-piece part on the user side through the image guide 8 of an endoscope 2.

Incidence is performed to camera 22.

It transmits and reflects by the movable mirror 35, the dichroic mirror 37, and mirror 38, and the fluorescent image by which incidence was performed to camera 22 is split into two optical paths.

At this time, the movable mirror 35 is put on

イミングコントローラ 43 の制御により蛍光像をダイクロイックミラー 37 に導光する角度に置かれる。分割された 2 つの光は、それぞれバンドパスフィルタ 39、バンドパスフィルタ 40 を透過する。

【0037】

バンドパスフィルタ 39 を透過した λ_1 の波長帯域の成分を持った蛍光像は、イメージインテンシファイア 41 で増幅された後に CCD 32 で撮像されてビデオ信号に変換される。同様に、バンドパスフィルタ 40 を透過した λ_2 の波長帯域の成分を持った蛍光像は、イメージインテンシファイア 42 で増幅された後に CCD 33 で撮像されてビデオ信号に変換される。

【0038】

CCD 32 及び CCD 33 で得られた蛍光像のビデオ信号は蛍光画像処理部 23 に入力される。蛍光画像処理部 23 では、2 つの波長帯域の蛍光像のビデオ信号を演算処理して蛍光画像を生成する。

【0039】

蛍光画像処理部 23 で生成された蛍光画像の画像信号はゲインコントローラ 25 に入力され、ゲインコントローラ 25 におい

the angle which performs the light-guide of the fluorescent image to a dichroic mirror 37 by the control of the timing controller 43 via driver 36.

The light of the divided two respectively transmits the band-pass filter 39 and the band-pass filter 40.

[0037]

After amplifying the fluorescent image with the component of $(\lambda)_1$ wavelength band which transmitted the band-pass filter 39, by the image intensifier 41, it is recorded by CCD32, and a conversion is performed to a video signal.

After amplifying the fluorescent image which had similarly the component of $(\lambda)_2$ wavelength band which transmitted the band-pass filter 40, by the image intensifier 42, it is recorded by CCD33, and a conversion is performed to a video signal.

[0038]

The video signal of the fluorescent image obtained by CCD32 and CCD33 is input into the fluorescent image-processing part 23.

In the fluorescent image-processing part 23, the video signal of the fluorescent image of two wavelength bands is numerically processed, and a fluorescent image is generated.

[0039]

The image signal of the fluorescent image generated in the fluorescent image-processing part 23 is input into gain controller 25.

Brightness is adjusted by performing the gain

てRGBの各色信号のゲイン調整を行うことにより輝度が調整される。この輝度調整後の画像信号は蛍光観察画像としてタイミングコントローラ43により制御されたスーパーインポーズ部26内のメモリに蓄えられる。

【0040】

次に、白色光源28より発生した白色光は、ミラー29により反射され、タイミングコントローラ43の制御により白色光をライトガイド7に導光する角度に移動した可動ミラー30に反射して、内視鏡2のライトガイド7に導光される。この白色光は、内視鏡2内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。

【0041】

そして、観察部位からの反射光による白色光像は、内視鏡2のイメージガイド8を通じて手元側の接眼部まで伝達され、カメラ22に入射される。カメラ22に入射された白色光像は、CCD34で撮像されてビデオ信号に変換される。このとき、可動ミラー35はドライバ36を介してタイミングコントローラ43の制御により内視鏡2の接眼部とCCD34の間の光路を

adjustment of each chrominance signal of RGB in the gain controller 25.

The image signal after this brilliance control is stored in the memory in the superimposition part 26 controlled by the timing controller 43 as fluorescent observation image.

[0040]

Next, white light generated from the white light source 28 is reflected by mirror 29.

It reflects in the movable mirror 30 which moved the angle which performs the light-guide of white light to a light guide 7 by the control of the timing controller 43.

A light-guide is performed to the light guide 7 of an endoscope 2.

This white light is transmitted to an insertion-part end through endoscope 2 inside.

It is irradiated onto the observation part in the living body.

[0041]

And, the white light image by the reflected light from an observation part is transmitted to the eye-piece part on the user side through the image guide 8 of an endoscope 2, and incidence is performed to camera 22.

The white light image by which incidence was performed to camera 22 is recorded by CCD34, and a conversion is performed to a video signal.

At this time, movable mirror 35 moves to the position at which it does not obstruct the eye-piece part of endoscope 2 and the optical path between CCD34 by the control of timing

妨げない位置に移動される。

controller 43 via driver 36.

【0042】

CCD 34 で得られた白色光像のビデオ信号は白色光画像処理部 24 に入力される。白色光画像処理部 24 では、公知の画像信号処理により白色光画像を生成する。白色光画像処理部 24 で生成された白色光画像の画像信号はゲインコントローラ 25 に入力され、ゲインコントローラ 25 において RGB の各色信号のゲイン調整を行うことにより輝度が調整される。この輝度調整後の画像信号は白色光観察画像としてタイミングコントローラ 43 により制御されたスーパーインポーズ部 26 内のメモリに蓄えられる。

【0043】

これらの蛍光観察画像、白色光観察画像の生成、及びメモリへの書き込みは、タイミングコントローラ 43 によって 1/30 秒～1/60 秒間隔で交互に行われる。

【0044】

ゲインコントローラ 25 においては、図 5 に示すように、ゲインコントロールの高低に対して白色光観察画像と蛍光観察画像の輝度レベルが段階的に反比例して変化するように、輝度調整

[0042]

The video signal of the white light image obtained by CCD34 is input into the white-light image-processing part 24.

In the white-light image-processing part 24, a well-known image-signal process is used to generate a white-light image.

The image signal of the white-light image generated in the white-light image-processing part 24 is input into the gain controller 25.

A brightness is adjusted by performing the gain adjustment of each chrominance signal of RGB in the gain controller 25.

The image signal after this brilliance control is stored in the memory in the superimposition part 26 controlled by the timing controller 43 as a white-light observation image.

[0043]

Generation of these fluorescent observation images and a white-light observation image and writing out to memory are alternately performed by the timing controller 43 at 1/30 seconds - 1/60 seconds.

[0044]

In the gain controller 25, as shown in Fig. 5, a brilliance control is formed so that the brightness level of a white-light observation image and fluorescent observation image may be stepwise in inverse proportion and it may vary depending on the height of the gain

がなされる。

control.

【0045】

ゲインコントローラ25により、輝度を調整されてスーパーインポーズ部26に蓄えられた蛍光観察画像と白色光観察画像は、R、G、Bの各信号毎に重ね合わされ、表示部5に送られて画像表示される。

[0045]

The brightness is adjusted by the gain controller 25, the fluorescent observation image and the white-light observation image which were stored in the superimposition part 26, overlap for each signal of R, G, and B.

It is sent to the display part 5 and image display is performed.

【0046】

このように、蛍光観察画像と白色光観察画像とを重ね合わせて表示する際に、これらの画像の相対的な輝度を調節し、病変部が存在することにより暗赤色に表示されているのか、あるいは単に構造的な影によって暗く表示されているのかを明確に判別できるようにする。蛍光観察画像において暗赤色に表示されている部分は病変部であり、白色光観察画像において暗黒色に表示されている部分は器官の構造的な影であると考えられる。例えば、蛍光観察画像の輝度を高くし、暗赤色に表示されている部分がかった場合は、白色光観察画像の輝度を高くして、この部分が単に構造的な影で暗くなっているのかどうかを判別する。

[0046]

Thus, when piling up and displaying fluorescent observation image and a white-light observation image, the relative brightness of these images are adjusted.

When a disease part exists, the dark red displays, or simply the shadow of the structure displays darkly. This can be distinguished clearly.

The part currently displayed by dark red in the fluorescent observation image is a disease part.

It is considered that the part currently displayed by the dark colour in the white-light observation image is the structural shadow of the organum.

For example, the brightness of the fluorescent observation image is made high, and when there is a part currently displayed by dark red, the brightness of the white-light observation image is made high.

It distinguishes whether it is being dark simply due to structural shadow.

【0047】

[0047]

第2実施形態によれば、蛍光観察装置の観察画像において、病変部であるか構造的な影の部分であるか判別困難な場合に、蛍光観察画像と白色光観察画像とを重ね合わせ、ゲインコントロールを行って蛍光観察画像と白色光観察画像の相対的な輝度を調整することにより、容易に組織性状の判別を行うことが可能となる。これにより、蛍光観察時の診断能を向上させることができる。

【0048】

上述した第1実施形態あるいは第2実施形態の構成に対して、以下に示すような蛍光観察装置の変形例の構成を追加することもできる。

【0049】

第3実施形態として、蛍光観察装置の変形例の一つを説明する。図6は第3実施形態に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、図7は蛍光検出波長範囲を切り換える回転フィルタの概略構成を示す構成説明図、図8は回転フィルタの透過波長帯域を示す特性図である。

When according to the second embodiment in the observation image of the fluorescent observation apparatus it is a disease part, discriminating whether it is the part of a structural shadow is difficult.

A tissue characteristic can be easily distinguished by piling fluorescent observation image and a white-light observation image, performing a gain control, and adjusting the relative brightness of the fluorescent observation image and the white-light observation image.

Thereby, diagnostic ability at the time of fluorescent observation can be improved.

[0048]

As opposed to the component of the 1st performed above-mentioned embodiment or the second embodiment, the component of the modification of the fluorescent observation apparatus which is shown below can also be added.

[0049]

One of the modifications of fluorescent observation apparatus is explained as the 3rd embodiment.

Fig. 6 is a component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on the 3rd embodiment. Fig. 7 is a component explanatory drawing showing the schematic component of the rotating filter which switches the fluorescent detection wavelength range. Fig. 8 is a characteristic view showing the penetrated-wave length band of the rotating

filter.

【0050】

図6に示すように、蛍光観察装置は、励起光を発生させる光源1と、光源1からの励起光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像を検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像を撮像し電気信号に変換するカメラ44と、カメラ44からの画像信号を処理し、蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理部23と、蛍光画像処理部23により生成された蛍光観察画像を表示するCRT モニタ等からなる表示部5とを備えて主要部が構成されている。

[0050]

As shown in Fig. 6, for the fluorescent observation apparatus, the excitation light from the light source 1 made to generate excitation light and the light source 1 are irradiated to the observation part in the living body.

The endoscope 2 which the fluorescent image by excitation light is detected and is transmitted to externally, camera 44 which the fluorescent image obtained by endoscope 2 is recorded, and performs a conversion to an electrical signal, the fluorescent image-processing part 23 which processes the image signal from camera 44 and generates fluorescent observation image, CRT monitor which displays the fluorescent observation image generated by the fluorescent image-processing part 23. The display part 5 which consists of these is provided, and the principal part is comprised.

【0051】

カメラ44は、内視鏡2の接眼部に着脱自在に接続され、内視鏡2より入射する蛍光像を2つの光路に分割するダイクロイックミラー37、ミラー38と、検出する蛍光の波長帯域を可変させる回転フィルタ45と、回転フィルタ45を回転させるモータ46と、回転フィルタ45の回転角を制御する波長範囲切換え手段47と、回転フィルタ45を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア

[0051]

A camera 44 is detachably connected to the eye-piece part of endoscope 2.

The dichroic mirror 37 which divides the fluorescent image which performs incidence from endoscope 2, to two optical paths, mirror 38, the rotating filter 45 which varies the fluorescent wavelength band to detect, motor 46 which rotates the rotating filter 45, wavelength range switching means 47 to control the angle of rotation of the rotating filter 45, the image intensifiers 41 and 42 which amplify the fluorescent image which transmitted the rotating filter 45, CCD 32 and 33 which

41, 42と、イメージインテ
ンシファイア41, 42からの
出力像を撮像するCCD32,
33とを備えて構成される。

records the output image from the image
intensifiers 41 and 42.

These are provided and it is comprised.

【0052】

回転フィルタ45は、図7に示
すように、円板状の回転体に波
長透過帯域の異なる3つのフィ
ルタ領域45a, 45b, 45
cを有して構成され、回転位置
によって異なる波長帯域の蛍光
像を透過するようになっている。

[0052]

The rotating filter 45 should be shown in Fig. 7,
it has the three filter areas 45a, 45b, and 45c for
which the wavelength permeation bands are
different, in a disc-shaped rotator, and it is
comprised.

The fluorescent image of the wavelength
band which changes with rotation positions is
transmitted.

【0053】

図8に示すように、回転フィル
タ45のフィルタ領域45aは
600nm以上の赤色の波長の
光を透過する帯域特性を持ち、
フィルタ領域45bは490～
560nmの緑色の波長を透過
する帯域特性を持ち、フィルタ
領域45cは620～700nm
の波長の光を透過する帯域特
性を持つ。

[0053]

As shown in Fig. 8, filter area 45a of the rotating
filter 45 has the band characteristic which
transmits the light of the wavelength of red
colour 600 nm or more.

Filter area 45b has the band characteristic
which transmits the 490 - 560 nm green
wavelength.

Filter area 45c has the band characteristic
which transmits the light of 620 - 700 nm
wavelength.

【0054】

内視鏡を用いた蛍光観察による
診断の初期において、カメラ4
4に導光された蛍光像は、ダイ
クロイックミラー37, ミラー
38により2つの光路に分割さ
れる。分割された2つの光の一
方は、回転フィルタ45のフィ
ルタ領域45aを透過してイメ

[0054]

In early stages of the diagnosis by the
fluorescent observation using the endoscope,
the fluorescent image by which the light-guide
was performed to camera 44 is split into two
optical paths by the dichroic mirror 37 and
mirror 38.

One side of the light of the divided two
transmits filter area 45a of the rotating filter 45,

ージインテンシファイア 4 1 に入射する。また、もう一方は回転フィルタ 4 5 のフィルタ領域 4 5 b を透過してイメージインテンシファイア 4 2 に入射する。

【 0 0 5 5 】

イメージインテンシファイア 4 1, 4 2 に入射した蛍光像は、それぞれ増幅された後に CCD 3 2, 3 3 で撮像されてビデオ信号に変換され、蛍光画像処理部 2 3 で信号処理されて蛍光観察画像として表示部 5 に表示される。

【 0 0 5 6 】

蛍光観察において、病変部は赤色の蛍光が強調される。従って、回転フィルタ 4 5 のフィルタ領域 4 5 a によって赤色の波長帯域の蛍光を広帯域で取ることで、病変部が発見しやすくなる。

【 0 0 5 7 】

次に、病変部らしき部分を発見した後、波長範囲切換え手段 4 7 により、モータ 4 6 を駆動して回転フィルタ 4 5 を回転させる。このとき、イメージインテンシファイア 4 1 には回転フィルタ 4 5 のフィルタ領域 4 5 c を透過した光が入射する。

and it incidents to the image intensifier 41.

Moreover, another side transmits filter area 45b of the rotating filter 45, and it incidents to the image intensifier 42.

[0055]

After an incident fluorescence image is respectively amplified by the image intensifiers 41 and 42, it records by CCD 32 and 33, and a conversion is performed to a video signal.

A signal processing is performed in the fluorescent image-processing part 23, and the display part 5 displays as fluorescent observation image.

[0056]

As for a disease part, a red fluorescence is emphasized in fluorescent observation.

Therefore, it becomes easy to discover a disease part by it being wide range and taking the fluorescence of a red wavelength band by filter area 45a of the rotating filter 45.

[0057]

Next, after discovering the part appropriate for a disease part, by wavelength range switching means 47, motor 46 is driven and the rotating filter 45 is rotated.

At this time, the light which transmitted filter area 45c of the rotating filter 45 incidents to the image intensifier 41.

【0058】

回転フィルタ45のフィルタ領域45cによって透過する蛍光の波長範囲を狭め、赤色の波長帯域の蛍光を少なくすることにより、病変部以外の赤く観察される部分（例えば組織の構造的な影の部分）は赤色を発しなくなる。このため、蛍光観察による診断能を向上させることができる。

[0058]

The fluorescent wavelength range transmitted by filter area 45c of the rotating filter 45 is narrowed.

The fluorescence of red wavelength band is made low, A part except a disease part (for example, part of the structural shadow of a tissue) observed as red stops emitting red colour.

For this reason, diagnostic ability by fluorescent observation can be improved.

【0059】

このように、第3実施形態では、まず赤色の蛍光を広帯域で取ることにより、病変部の発見を容易にすることができる。また、次に、赤色領域の蛍光の波長範囲を狭めることにより、病変部が存在することにより暗くなっている部分か、あるいは器官の構造的な影により暗くなっている部分であるか、判別困難な部分の組織性状の判別を容易に行うことができる。よって、観察能及び診断能を向上させることができる。

[0059]

Thus, in the 3rd embodiment, a discovery of a disease part can be made simple by taking in a wide range the red fluorescence first.

Moreover, by narrowing the fluorescent wavelength range of the red-colour area next, whether it is the part which is dark when a disease part exists, or the part which is dark by the structural shadow of the organum, the tissue characteristic of the part which is hard to discriminate can be distinguished easily.

Therefore, observation ability and diagnostic ability can be improved.

【0060】

なお、本実施形態においては、赤色の蛍光波長帯域を変化させたが、緑色の蛍光波長帯域を変化させ、観察初期に緑色のある帯域を観察し、次にこの緑色領域よりも広い帯域を観察するようにしても良い。

[0060]

In addition, the fluorescent red wavelength band was changed in this embodiment.

However, the fluorescent green wavelength band is changed, and the existing green band is observed in early stages of the observation.

Next it may be made to observe the band larger than this green region.

【0061】

次に第4実施形態として、蛍光観察装置の他の変形例を説明する。図9は第4実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図、図10は接続アダプタの構成を示す図9のA-A線断面図である。第4実施形態は内視鏡2と蛍光像を撮像するカメラ51とを接続する接続アダプタを設けた構成例であり、この接続アダプタに関する特徴部分についてのみ説明する。

【0062】

図9に示すように、蛍光観察装置は、励起光を生体内の観察部位に照射して励起光による蛍光像を検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像を撮像し電気信号に変換する蛍光観察用カメラ51と、蛍光観察用カメラ51からの画像信号を処理して蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理部23と、蛍光画像処理部23により生成された蛍光観察画像を表示する表示部5とを備えると共に、蛍光観察用カメラの接続アダプタとして、内視鏡2と蛍光観察用カメラ51とを接続するためのアダプタ本体48が設け

[0061]

Next as a fourth embodiment, the other modification of the fluorescent observation apparatus is explained.

Fig. 9 is a component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent observation apparatus based on the fourth embodiment. Fig. 10 is a sectional view taken on the A-A line in FIG. 9 showing the componentry of the connection adapter.

A fourth embodiment is the example of a component which provided the connection adapter which connects endoscope 2 and camera 51 which records a fluorescent image.

Only the characteristic part about this connection adapter is explained.

[0062]

As shown in Fig. 9, it is fluorescent observation apparatus.

Excitation lights are irradiated to an observation part in the living body. endoscope 2 which the fluorescent image by excitation light is detected and is transmitted externally, the fluorescent camera for observation 51 which the fluorescent image obtained by endoscope 2 is recorded, and performs a conversion to an electrical signal, the image signal from the fluorescent camera for observation 51 is processed. The fluorescent image-processing part 23 which generates fluorescent observation image, and the display part 5 which displays the fluorescent observation image generated by the fluorescent image-processing part 23.

られて主要部が構成されている。

While being equipped with these, as a connection adapter of the fluorescent camera for observation, the main body 48 of an adapter for connecting an endoscope 2 and the fluorescent camera for observation 51 is provided, and the principal part is comprised.

【0063】

アダプタ本体48は、アダプタ本体48に対して回転可能に取り付けられ、内視鏡2の接眼部に着脱自在に接続される接眼回転部49と、内視鏡2からの蛍光像を蛍光観察用カメラ51に伝送する伝送ライトガイド50とを有して構成される。接眼回転部49は、筒状のアダプタ本体48の一端部に内嵌された円柱状の部材からなり、図10に示すように、接眼回転部49の外周の一部には、アダプタ本体48内部のストッパ48aに対して当接することで接眼回転部49の回転を規制する回転規制部材52が突設されている。

[0063]

For main body 48 of the adapter, the eye-piece rotation part 49 which is rotatably attached to the main body 48 of the adapter, and is detachably connected to the eye-piece part of endoscope 2, and the transmission light guide 50 which transmits the fluorescent image from an endoscope 2 to the fluorescent camera for observation 51. It has these and it is comprised. The eye-piece rotation part 49 consists of the cylinder shaped member internally installed by the one-end part of the cylindrical main body 48 of an adapter. as shown in Fig. 10, on part of the periphery of eye-piece rotation part 49, it contacts to stopper 48a of main-body of adapter 48 inside. The rotation regulation member 52 which regulates rotation of the eye-piece rotation part 49 is protruded.

【0064】

内視鏡2の接眼部は、接眼回転部49に接続固定され、アダプタ本体48に対して回転可能となっている。伝送ライトガイド50は、内視鏡2の接眼部側では接眼回転部49に固定されており、蛍光観察用カメラ51側ではアダプタ本体48に固定されている。また、伝送ライトガ

[0064]

Connection fixation of the eye-piece part of an endoscope 2 is performed at the eye-piece rotation part 49.

In relation to main body 48 of the adapter it is rotatable.

The transmission light guide 50 is being fixed to the eye-piece rotation part 49 by the eye-piece part side of endoscope 2.

It is fixed to the main body 48 of an adapter

イド50は、その端面付近以外は固定されておらず、ねじれることが可能である。

【0065】

内視鏡2からの蛍光像は、アダプタ本体48内の伝送ライトガイド50を通り、蛍光観察用カメラ51に導かれて撮像され、蛍光画像処理部23で蛍光観察画像が生成されて表示部5に表示される。

【0066】

蛍光観察中、内視鏡2を回転させると、これに伴って接眼回転部49が回転する。しかし、アダプタ本体48及び蛍光観察用カメラ51は接眼回転部49に対して回転自在であるため回転しない。接眼回転部49が回転すると、伝送ライトガイド50の接眼回転部49側は回転するが、蛍光観察用カメラ51側は回転しないため、伝送ライトガイド50の中央部がねじれて回転が吸収される。このとき、接眼回転部49に設けられた回転規制部材52によって、アダプタ本体48に対して接眼回転部49の回転量を規制することにより、伝送ライトガイド50がねじ切れることを防止してい

on the fluorescent camera 51 side for observation.

Moreover, for transmission light guide 50, it is not fixed except near that end face, and can be twisted.

[0065]

The fluorescent image from an endoscope 2 passes along the transmission light guide 50 in the main body 48 of the adapter, and it is guided to the fluorescent camera for observation 51, and is recorded.

A fluorescent observation image is generated in the fluorescent image-processing part 23, and the display part 5 displays.

[0066]

During fluorescent observation, if an endoscope 2 is rotated, the eye-piece rotation part 49 will rotate following this.

However, to the eye-piece rotation part 49, since it is rotatable, the main body 48 of an adapter and the fluorescent camera for observation 51 do not rotate.

Rotation of the eye-piece rotation part 49 rotates the eye-piece rotation part 49 side of the transmission light guide 50.

However, since it does not rotate, the fluorescent camera 51 side for observation, the center section of the transmission light guide 50 is twisted, and rotation is absorbed.

The rotation regulation member 52 provided on the eye-piece rotation part 49 at this time, in relation to the main body 48 of the adapter, by regulating rotation of the eye-piece rotation part 49, the transmission light guide 50 is prevented

る。

from twisting free.

【0067】

このように、第4実施形態では、内視鏡2と蛍光観察用カメラ51との間に回転自在な像伝送手段として伝送ライトガイド50を配設したアダプタを装着することにより、蛍光観察中に内視鏡2を回転させても、伝送ライトガイド50がねじれることにより、観察画像が回転せずカメラ自体を固定することができる。

[0067]

In this way, in the fourth embodiment, it loads with the adapter which arranged the transmission light guide 50 as rotatable image transmission means, between an endoscope 2 and the fluorescent camera for observation 51. Even if it rotates endoscope 2 during fluorescent observation, when the transmission light guide 50 is twisted, the observation image cannot rotate, and the camera itself can remain fixed.

【0068】

蛍光検出用のカメラは大型であるため、従来の構成では、消化管における観察のような内視鏡を複雑に回転操作することがある場合には、操作性を低下させてしまう問題点を有していた。

[0068]

Since the camera for fluorescent detection is large-sized, with the conventional components, when the rotation operation of the endoscope such as the observation in an alimentary tract may be performed intricately, it had the problem of having made operativity reduce.

【0069】

本実施形態の構成によれば、内視鏡の回転に伴って大型のカメラを回転させる必要が無いため、蛍光観察時に内視鏡の操作を妨げたり操作に支障をきたすことがなく、内視鏡の操作性を向上させることができる。

[0069]

In order that there may be no necessity of rotating a large-sized camera following rotation of an endoscope according to the component of this embodiment, operation of an endoscope is not obstructed at the time of fluorescent observation, and trouble is not caused to operation. The operativity of the endoscope can be improved.

【0070】

図11に第5実施形態として第4実施形態の変形例を示す。第

[0070]

The modification of the fourth embodiment is shown in Fig. 11 as the 5th embodiment.

5実施形態は、第4実施形態におけるアダプタ本体48を軟性の管状部材からなるアダプタ部材53に変更して構成したものである。

【0071】

この構成によれば、アダプタ部材53は十分長く、蛍光観察用カメラ51を内視鏡2の接眼部より離しておくことができるため、操作性が更に向上する。

【0072】

次に第6実施形態として、蛍光観察装置の他の変形例を説明する。図12は第6実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図である。

【0073】

蛍光観察装置は、励起光または白色光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像または白色光による白色光像を検出し生体外に伝達する蛍光観察用内視鏡54と、蛍光画像を得るための光源及び撮像部と白色光画像を得るための光源及び撮像部とを一つのユニットとした蛍光観察ユニット59とを備えて主要部が構成されている。

The 5th embodiment changes and comprises the main body 48 of the adapter in the fourth embodiment with the adapter member 53 which consists of a soft tubular member.

[0071]

According to this component, the adapter member 53 is sufficiently long.

Since the fluorescent camera for observation 51 can be released from the eye-piece part of endoscope 2, operativity improves further.

[0072]

Next as the 6th embodiment, the other modification of the fluorescent observation apparatus is explained.

Fig. 12 is a component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent observation apparatus based on the 6th embodiment.

[0073]

A fluorescent observation apparatus irradiates excitation light or white light to the observation part in the living body.

The fluorescent image by excitation light or the white light image by white light is detected. The fluorescent observation unit 59 which made one unit the light source and the image-pick-up part for obtaining the fluorescent endoscope for observation 54 transmitted to externally, and the light source and the image-pick-up part and the white-light image for obtaining a fluorescent image. These are provided and the principal part is comprised.

【0074】

蛍光観察ユニット59は、蛍光画像を得るための、励起光を発生させるレーザ光源55、蛍光観察用カメラ56と、白色光画像を得るための、白色光源57、白色光観察用CCD58とを有して構成される。

【0075】

蛍光観察用内視鏡54は、ライトガイド7とイメージガイド8を有し、これらの端面部はコネクタ60により一体に保持固定された構成となっている。蛍光観察ユニット59には、コネクタ60に対応した白色光観察用コネクタ受け61と蛍光観察用コネクタ受け62とが設けられ、これらのコネクタ受け61、62のいずれかにコネクタ60が装着されるようになっている。白色光観察用コネクタ受け61は、コネクタ60のライトガイド7、イメージガイド8端部と白色光源57、白色光観察用CCD58とをそれぞれ接続するように構成される。蛍光観察用コネクタ受け62は、コネクタ60のライトガイド7、イメージガイド8端部とレーザ光源55、蛍光観察用カメラ56とをそれぞれ接続するように構成される。

[0074]

The fluorescent observation unit 59, the laser light source 55 which generates the excitation light for obtaining a fluorescent image, and the fluorescent camera for observation 56, it has the white light source 57 for obtaining a white-light image, and CCD for a white-light observation 58, and it is comprised.

[0075]

The fluorescent endoscope for observation 54 has a light guide 7 and the image guide 8.

These end-face parts are the component by which maintenance fixation was performed integrally as for connector 60.

The connector receptacle for white-light observation 61 corresponding to connector 60 and the fluorescent connector receptacle for observation 62 are provided in fluorescent observation unit 59.

Connector 60 loads either of these connector receptacles 61 or 62.

The connector receptacle for a white-light observation 61, the light guide 7 of connector 60, Image guide 8 edge part and white light source 57, CCD for a white-light observation 58. It is comprised so that these may respectively be connected.

The fluorescent connector receptacle for observation 62, the light guide 7 of connector 60, Image guide 8 edge part and the laser light source 55, the fluorescent camera for observation 56. It is comprised so that these may respectively be connected.

【0076】

白色光観察時には、蛍光観察ユニット59の白色光観察用コネクタ受け61に内視鏡54のコネクタ60を装着し接続する。白色光源57からの白色光は、ライトガイド7に導光され、内視鏡54内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。そして、観察部位からの白色光の反射による白色光像は、内視鏡54のイメージガイド8を通じて白色光観察用CCD58に伝達され、白色光観察用CCD58によりビデオ信号に変換される。

[0076]

At the time of a white-light observation, it loads with connector 60 of an endoscope 54, and it connects with the connector receptacle for a white-light observation 61 of the fluorescent observation unit 59.

The light-guide of white light from the white light source 57 is performed to light guide 7.

It transmits to the insertion-part end through endoscope 54 inside.

It is irradiated onto the observation part in the living body.

And, the white light image by the reflection of white light from an observation part is transmitted to CCD for a white-light observation 58 through the image guide 8 of endoscope 54.

Conversion is performed to a video signal by CCD for a white-light observation 58.

【0077】

蛍光観察時には、内視鏡54のコネクタ60を蛍光観察ユニット59の蛍光観察用コネクタ受け62に差し替えて装着する。レーザ光源55において光の波長が青色領域にある励起光 λ_0 が発生し、この励起光は内視鏡54のライトガイド7に導光される。ライトガイド7に導光された励起光は、内視鏡54内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。そして、観察部位からの励起光による蛍光像は、内視鏡54のイメージガイド8を通

[0077]

At the time of fluorescent observation, the fluorescent connector receptacle for observation 62 of the fluorescent observation unit 59 is substituted and loaded with connector 60 of an endoscope 54.

In laser light source 55, excitation-light (λ_0) which has the wavelength of light in the blue region is generated.

The light-guide of this excitation light is performed to the light guide 7 of endoscope 54.

The excitation light by which the light-guide was performed to the light guide 7 are transmitted to an insertion-part end through endoscope 54 inside, and it is irradiated onto the observation part in the living body.

じて蛍光観察用カメラ56まで伝達され、蛍光観察用カメラ56によってビデオ信号に変換される。

And, the fluorescent image by the excitation light from an observation part is transmitted to the fluorescent camera for observation 56 through the image guide 8 of endoscope 54.

A conversion is performed to a video signal with the fluorescent camera for observation 56.

【0078】

白色光観察用CCD58、蛍光観察用カメラ56で得られたビデオ信号は、他の実施形態で示したものと同様に、画像処理部に送られて観察画像が生成され、モニタに表示される。

[0078]

In CCD for a white-light observation 58, concerning the video signal obtained with the fluorescent camera for observation 56, as was shown by the other embodiment, it is sent to an image-processing part and an observation image is generated.

A monitor displays it.

【0079】

このように、第6実施形態では、白色光観察から蛍光観察へ切り換えるとき、カメラと光源の双方の交換を1つの操作で行うことができる。このため、操作性をより向上させることができる。

[0079]

Thus, in the 6th embodiment, when switching to fluorescent observation from a white-light observation, the exchange of both the camera and light source can be performed in one operation.

For this reason, operativity can be improved more.

【0080】

次に第7実施形態として、蛍光観察装置の他の変形例を説明する。図13は第7実施形態に係る蛍光観察用内視鏡の主要部の構成を示す構成説明図である。蛍光観察装置の基本構成は他の実施形態と同じであるため、ここでは特徴となる部分のみ説明する。

[0080]

Next as the 7th embodiment, another modification of the fluorescent observation apparatus is explained.

Fig. 13 is a component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent endoscope for observation based on the 7th embodiment.

Since the basic component of the fluorescent observation apparatus is the same as that of the other embodiment, it explains only the part

which is characteristic here.

【0081】

図13には第7実施形態における蛍光観察用内視鏡63の挿入部先端部の概略構成が示されている。蛍光観察用内視鏡63は、挿入部先端を伸縮させるブタジエンゴム等のポリマーからなる蛇腹部64と、蛍光観察用内視鏡63の挿入部先端に蛇腹部64と合わせて気密部分を形成するシール部材65と、前記気密部分に一端が連通したガス送気、吸引用のダクト66と、ダクト66を通して前記気密部分にガスを送気またはこの気密部分からガスを吸引する加圧・吸引駆動部67と、加圧・吸引駆動部67を制御する制御部68とを有して構成されている。

[0081]

The schematic component of the insertion-part end of the fluorescent endoscope for observation 63 in the 7th embodiment is shown in Fig. 13.

Concerning fluorescent endoscope for observation 63, the bellow part 64 which consists of the polymers which make the insertion-part end expand, such as polybutadiene rubber, the seal member 65 which joins at the end of an insertion part of the fluorescent endoscope for observation 63 with the bellow part 64, and forms an airtight part in it, duct 66 for gas scavenging which the one end connected into the above-mentioned airtight part, for suction, the pressure application * suction drive part 67 which sucks gas from this airtight part or it passes through duct 66 and it scavenges gas into the above-mentioned airtight part, the control part 68 which controls the pressure application * suction drive part 67. It has these and it is comprised.

【0082】

蛍光観察用内視鏡63は、挿入部内にライトガイド7とイメージガイド8を有し、これらライトガイド7とイメージガイド8の先端部は蛇腹部64において蛇行配置されており、蛇腹部64の伸縮を妨げないように配設されている。通常時には、蛇腹部64とシール部材65により

[0082]

The fluorescent endoscope for observation 63 has a light guide 7 and the image guide 8 in the insertion part.

In the bellow part 64, snake-like arrangement of the end of this light guide 7 and image guide 8 is performed, and it arranges so that the expansion of the bellow part 64 may not be obstructed.

Gas is not injected into the airtight part

形成される気密部分にはガスが注入されておらず、蛇腹部 6 4 は収縮状態にある。

【 0 0 8 3 】

制御部 6 8 は、加圧・吸引駆動部 6 7 を制御して前記気密部分に対するガスの送気・吸引を行う。蛍光観察用内視鏡 6 3 の挿入部先端を伸長させる際には、加圧・吸引駆動部 6 7 によってガスをダクト 6 6 を介して気密部分に送り込む。送り込まれたガスは気密部分に充満して蛇腹部 6 4 を伸展させ、この結果、挿入部先端が伸長する。これにより、蛍光観察用内視鏡 6 3 の挿入部先端を観察組織に接近させることができ、容易に接近観察が可能となる。

【 0 0 8 4 】

第 7 実施形態では、蛍光観察時に必要な組織の遠方よりの観察から近方への観察への移動を、内視鏡の先端部のみを伸縮させて移動させることにより、内視鏡全体の複雑で微妙な操作を行うことなく、容易に行うことができる。従って、遠方から近方への観察点の移動が容易にできるため、操作性が向上する。

formed by the bellow part 64 and the seal member 65 at the usual time, and the bellow part 64 is in contraction condition.

[0083]

The control part 68 controls the pressure application * suction drive part 67, and performs scavenging * suction of gas opposing to the above-mentioned airtight part.

When performing the expansion of the insertion-part end of the fluorescent endoscope for observation 63, gas is sent into an airtight part via duct 66 by the pressure application * suction drive part 67.

The sent in gas fills the airtight part, and extends bellow part 64.

Consequently, the insertion-part end expands.

Thereby, the insertion-part end of the fluorescent endoscope for observation 63 can be made to approach the observation tissue, and closeup observation can be performed easily.

[0084]

It makes it move by making only the end of an endoscope expand from the observation by the farther location of the tissue required at the time of fluorescent observation in the 7th embodiment moving the observation to the nearer one, It can perform easily, without performing complicated and delicate operation of the entire endoscope.

Therefore, since it can perform easily moving of the observing location to the nearer one from the distant location, operativity improves.

【0085】

次に第8実施形態として、第7実施形態の変形例を説明する。図14は第8実施形態に係る蛍光観察用内視鏡の主要部の構成を示す構成説明図である。基本構成は第7実施形態と同じであるため、ここでは特徴となる部分のみ説明する。

【0086】

図14には第8実施形態における蛍光観察用内視鏡69の挿入部先端部の概略構成が示されている。蛍光観察用内視鏡69は、挿入部先端を伸縮させるブタジエンゴム等のポリマーからなる蛇腹部64と、蛇腹部64を含む挿入部先端を引っ張るための牽引用ワイヤ70と、牽引用ワイヤ70を移動させるアクチュエータ71と、アクチュエータ71の駆動を制御する制御部72とを有して構成されている。

【0087】

蛍光観察用内視鏡69は、挿入部内にライトガイド7とイメージガイド8を有し、これらライトガイド7とイメージガイド8の先端部は蛇腹部64において蛇行配置されており、蛇腹部64の伸縮を妨げないように配設されている。

[0085]

Next the modification of the 7th embodiment is explained as the 8th embodiment.

Fig. 14 is a component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent endoscope for observation based on the 8th embodiment.

Since the basic component is the same as that of the 7th embodiment, it explains only the part which is the characteristic here.

[0086]

The schematic component of the insertion-part end of the fluorescent endoscope for observation 69 in the 8th embodiment is shown in Fig. 14.

The fluorescent endoscope for observation 69, it has actuator 71 which makes the wire for towings 70 and the wire for towings 70 for pulling the insertion-part end containing bellow 64 which consists of the polymers which make the insertion-part end expand, such as polybutadiene rubber, and the bellow part 64 move, and the control part 72 which controls the driving of actuator 71, and it is comprised.

[0087]

The fluorescent endoscope for observation 69 has a light guide 7 and the image guide 8 in an insertion part.

In the bellow part 64, snake-like arrangement of the location of these light guide 7 and the image guide 8 is performed, and it arranges so that expansion of the bellow part 64 may not be obstructed.

【 0 0 8 8 】

制御部 7 2 は、アクチュエータ 7 1 を駆動制御して牽引用ワイヤ 7 0 の引っ張り量を制御する。牽引用ワイヤ 7 0 の先端部は蛇腹部 6 4 の挿入部先端側で接続固定されており、通常時は蛇腹部 6 4 を収縮させた状態に保っている。

【 0 0 8 9 】

蛍光観察用内視鏡 6 9 の挿入部先端を伸長させる際には、制御部 7 2 はアクチュエータ 7 1 を制御して牽引用ワイヤ 7 0 の引っ張り量を下げ、蛇腹部 6 4 を伸展させる。この結果、挿入部先端が伸長し、蛍光観察用内視鏡 6 9 の挿入部先端を観察組織に接近させることができ、容易に接近観察が可能となる。

【 0 0 9 0 】

第 8 実施形態においても第 7 実施形態と同様に、蛍光観察時に必要な組織の遠方よりの観察から近方への観察への移動を、内視鏡の先端部のみを伸縮させて移動させることにより、内視鏡全体の複雑で微妙な操作を行うことなく、容易に行うことができる。従って、遠方から近方への観察点の移動が容易にできる

[0088]

The control part 72 performs the drive control of actuator 71, and controls the amount of tensions of the wire for towings 70.

Connection fixation of the end of the wire for towings 70 is performed by the insertion-part end side of the bellow part 64.

It is usually maintaining at the condition of having shrunk the bellow part 64.

[0089]

When performing the expansion of the insertion-part end of the fluorescent endoscope for observation 69, the control part 72 controls actuator 71 and lowers the amount of tensions of the wire for towings 70.

The bellow part 64 is extended.

Consequently, the insertion-part end performs an expansion.

The insertion-part end of the fluorescent endoscope for observation 69 can be made to approach the observation tissue, and closeup observation can be performed easily.

[0090]

It makes it move by making only the end of an endoscope expand from the observation by the distant location of a tissue required at the time of fluorescent observation as the 7th embodiment also in the 8th embodiment by moving the observation to the nearer location, and it can perform easily, without performing complicated and delicate operation of the entire endoscope.

Therefore, since it can perform easily moving

ため、操作性が向上する。

of the observing end to the nearer location from the distant location, operativity improves.

【0091】

なお、前述の第7、第8実施形態で示した蛇腹部の部組を内視鏡先端部から着脱自在の構成としても良い。これにより、専用の内視鏡とする必要がなく、汎用の内視鏡の先端部に装着して用いることができるため、低コストにて同様の機能を実現できる。

[0091]

In addition, it is sufficient also as a detachable component from an endoscope end in the above-mentioned 7th and the sub-assembly of a bellow part shown by the 8th embodiment.

Thereby, it does not need to do as the endoscope of exclusive use. Since it can load and use for the end of a general-purpose endoscope, Function similar at low cost is realizable.

【0092】

次に第9実施形態として、蛍光観察装置の他の変形例を説明する。図15は第9実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図である。蛍光観察装置の基本構成は他の実施形態と同じであるため、ここでは特徴となる部分のみ説明する。

[0092]

Next as the 9th embodiment, the other modification of fluorescent observation apparatus is explained.

Fig. 15 is a component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent observation apparatus based on the 9th embodiment.

Since the basic component of fluorescent observation apparatus is the same as that of the other embodiments, it explains only the part which is characteristic here.

【0093】

第9実施形態の蛍光観察装置は、内視鏡2の処置具チャンネル73に挿通可能に設けられた励起光を検出するセンサ74と、このセンサ74と接続されセンサ74の出力信号を処理する励起光強度検出装置75とをさらに備えている。

[0093]

The fluorescent observation apparatus of the 9th embodiment, sensor 74 which detects the excitation light by which the passing through was provided on the treatment-tool channel 73 of an endoscope 2 possible, the excitation-light strong detector 75 which is connected with this sensor 74 and processes the output signal of sensor 74. These are provided further.

【0094】

励起光強度検出装置75は、センサ74の出力信号を処理して光強度値を生成する信号処理部76と、信号処理部76により生成された光強度値を記録するメモリ77と、メモリ77に記録された治療前の光強度値と信号処理部76により生成された現在の光強度値を比較する比較部78と、比較部78の出力に基づいて両者の光強度値が等しくなったことを知らせる告知部79とを備えて構成される。

[0094]

Excitation-light strong detector 75, the signal-processing part 76 which processes the output signal of sensor 74 and generates optical-intensity value, memory 77 which records the optical-intensity value generated by the signal-processing part 76, comparator 78 which compares the optical-intensity value in front of the treatment recorded by memory 77, and the current optical-intensity value generated by the signal-processing part 76, the notification part 79 which informs that both optical-intensity value became equal based on the output of comparator 78.

These are provided and it is comprised.

【0095】

EMR（内視鏡的粘膜切除術）等の治療前に蛍光観察を行う際、蛍光観察開始時に、内視鏡2の処置具チャンネル73にセンサ74を挿通して内視鏡先端より突出させ、病変組織に接近または接触させる。そして、光源装置1からの励起光をセンサ74で検出する。センサ74からの出力信号は、信号処理部76へ伝達されて信号処理され、光強度値が測定される。信号処理部76で生成された治療前の光強度値はメモリ77に記録される。

[0095]

When performing fluorescent observation before treatments, such as EMR (endoscope-demucosation), sensor 74 is passed through to the treatment-tool channel 73 of endoscope 2, and it is made to project from the endoscope end at the time of fluorescent observation start.

A lesioned tissue is made to approach or contact.

And, sensor 74 detects the excitation light from light source device 1.

The output signal from sensor 74 is transmitted to the signal-processing part 76, and a signal processing is performed.

Optical-intensity value is measured.

The optical-intensity value before the treatment generated in the signal-processing part 76 is recorded by memory 77.

【0096】

次に、治療後の蛍光観察の際に、前述の蛍光観察開始時と同様にセンサ74を病変組織に接近または接触させ、センサ74の出力信号を信号処理部76で信号処理して現在の光強度値を測定する。そして、治療前の蛍光観察時に記録したメモリ77からの値と、信号処理部76からのリアルタイムで変動する値とを、比較部78に送る。比較部78は、メモリ77からの値と信号処理部76からの値とを比較する。

【0097】

この状態で、内視鏡2を操作して挿入部先端と病変組織との距離を変化させ、センサ74と励起光照射端面との距離を変化させる。これにより、信号処理部76からの光強度値はリアルタイムで変動する。比較部78は、メモリ77に記録された光強度値と信号処理部76からの光強度値とがある一定の範囲内で等しくなったところで、その結果として検知信号を告知部79に出力する。告知部79は、比較部78からの検知信号を受けて、ブザー等で告知音を発するなどの手段によって術者に前回

[0096]

In next, the case of the fluorescent observation after treatment, a lesioned tissue is made to approach or contact sensor 74 when the above-mentioned fluorescent observation starts.

The signal processing of the output signal of sensor 74 is performed in the signal-processing part 76, and the current optical-intensity value is measured.

And, the value from memory 77 recorded at the time of the fluorescent observation before treatment and the value varied in real-time from the signal-processing part 76 are sent to comparator 78.

Comparator 78 compares the value from memory 77, and the value from signal-processing part 76.

[0097]

In this condition, an endoscope 2 is operated and distance of the insertion-part end and the lesioned tissue is changed.

Distance of sensor 74 and the excitation-light irradiation end face is changed.

Thereby, the optical-intensity value from the signal-processing part 76 is varied in real-time.

If comparator 78 became equal within fixed limits with the optical-intensity value and the optical-intensity value from the signal-processing part 76 which were recorded by memory 77, it will output a detection signal to the notification part 79 as a result.

The notification part 79 receives the detection signal from comparator 78.

Means, such as emitting a notification sound

との観察条件が等しくなったことを知らせる。

【0098】

このように第9実施形態では、病変部に照射される励起光の強度を測定してメモリに保存しておき、現在の光強度値と比較することにより、治療処置の前後の蛍光観察条件を等しくすることができる。これにより、治療後の経過観察、比較等を正確に行うことが可能となる。

【0099】

【付記】

(1) 体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、前記体腔内組織を前記励起光により励起して得られる蛍光のうち少なくとも2つ以上の異なる色調帯域の蛍光像を撮像する第1の撮像手段と、前記体腔内組織からの前記励起光の反射により得られる反射光像を撮像する第2の撮像手段と、前記反射光像を撮像する第2の撮像手段の感度を調節する感度調節手段と、前記第1及び第2の撮像手段からの出力画像信号を重ね合わせる画像処理手段と、を備えたことを特徴とす

such as a buzzer etc, it informs to operator that the observation conditions with the last time became equal.

[0098]

Thus in the 9th embodiment, strength of the excitation light irradiated by the disease part is measured, and it preserves in the memory.

By comparing with the current optical-intensity value, the fluorescent observation conditions before and after treatment can be made equal.

Thereby, the progress observation after treatment, a comparison, etc. can be performed correctly.

[0099]

[Additional remark]

(1) The light source which generates the excitation light for exciting the fluorescence from an intra-corporeal tissue, among the fluorescent obtained by exciting the above-mentioned intra-corporeal tissue by the above-mentioned excitation light, first image-pick-up means to image-pick up the fluorescent image of the colour band region where at least more than two are different, 2nd image-pick-up means to image-pick up the reflected-light image obtained by the reflection of the above-mentioned excitation light from the above-mentioned intra-corporeal tissue, and sensitivity regulation means to adjust the sensitivity of 2nd image-pick-up means to image-pick up the above-mentioned reflected-light image, image-

る蛍光観察装置。

processing means which superimposes the output image signal from the above-mentioned first and second image-pick-up means,

The fluorescent observation apparatus equipped with these.

【0100】

(2) 前記蛍光像の色調帯域は緑色帯域と赤色帯域であり、前記反射光像の色調帯域は青色帯域であることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

[0100]

(2) The colour band regions of the above-mentioned fluorescent image are a green band and a red-colour band.

The colour band region of the above-mentioned reflected-light image is a blue band.

The fluorescent observation apparatus of the additional remark 1 characterized by the above-mentioned.

【0101】

(3) 前記感度調節手段は、蛍光観察時には、前記蛍光像を撮像する第1の撮像手段の感度よりも、前記反射光像を撮像する第2の撮像手段の感度を下げ、白色光観察時には、前記第2の撮像手段の感度を前記第1の撮像手段の感度と同レベルとなるように調節することを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

[0101]

(3) Above-mentioned sensitivity regulation means lowers the sensitivity of 2nd image-pick-up means to image-pick up the above-mentioned reflected-light image, from the sensitivity of first image-pick-up means to image-pick up the above-mentioned fluorescent image, at the time of fluorescent observation.

At the time of a white-light observation, the sensitivity of second image-pick-up means is adjusted so that it may be set to the same sensitivity of first image-pick-up means.

The fluorescent observation apparatus of the additional remark 1 characterized by the above-mentioned.

【0102】

(4) 前記蛍光像の波長帯域は、490nm～560nmの

[0102]

(4) The wavelength bands of the above-mentioned fluorescent image are 490 nm - 560

緑色帯域と、620 nm～800 nmの赤色帯域であることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

【0103】

(5) 前記反射光像の波長帯域は400 nm～450 nmの青色帯域であることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

【0104】

(6) 体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、前記体腔内組織を前記励起光により励起して得られる蛍光より複数の波長帯域の蛍光像を撮像する第1の撮像手段と、前記体腔内組織からの前記励起光の反射により得られる反射光像を撮像する第2の撮像手段と、前記第1の撮像手段において検出する複数の蛍光像の波長帯域をそれぞれ異なる色調帯に設定する蛍光像波長帯域設定手段と、前記反射光像を撮像する第2の撮像手段の感度を調節する感度調節手段と、前記第1及び第2の撮像手段からの出力画像信号を重ね合わせる画像処理手段と、を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

nm green band and 620 nm - 800 nm red-colour band.

The fluorescent observation apparatus of the additional remark 1 characterized by the above-mentioned.

[0103]

(5) The wavelength band of the above-mentioned reflected-light image is the 400 nm - 450 nm blue band.

The fluorescent observation apparatus of the additional remark 1 characterized by the above-mentioned.

[0104]

(6) The light source which generates the excitation light for exciting the fluorescence from an intra-corporeal tissue, first image-pick-up means to image-pick up the fluorescent image of several wavelength bands from the fluorescence which excites the above-mentioned intra-corporeal tissue by the above-mentioned excitation light, and is obtained, 2nd image-pick-up means to image-pick up the reflected-light image obtained by the reflection of the above-mentioned excitation light from the above-mentioned intra-corporeal tissue, fluorescent image wavelength band setting means to set the wavelength band of some fluorescent images detected in first image-pick-up means as the colour band which is respectively different, sensitivity regulation means to adjust the sensitivity of 2nd image-pick-up means to image-pick up the above-mentioned reflected-light image, image-processing means which superimposes the

output image signal from the above-mentioned first and second image-pick-up means,

The fluorescent observation apparatus equipped with the above-mentioned.

【0105】

(7) 白色照明光による反射像を撮像して白色光画像を得る白色光画像生成手段と、生体組織からの蛍光を検出して蛍光画像を得る蛍光画像生成手段と、前記白色光画像と蛍光画像とを重ね合わせて表示する画像合成手段と、前記白色光画像と蛍光画像の輝度を段階的に変化させる輝度調整手段と、を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

[0105]

(7) White-light image generation means to image-pick up the mirror image by the white illumination light, and to obtain a white-light image, fluorescent image generation means to detect the fluorescence from the organism tissue and to obtain a fluorescent image, image synthesis means to superimpose and display the above-mentioned white-light image and the above-mentioned fluorescent image, brilliance-control means to change stepwise the brightness of the above-mentioned white-light image and a fluorescent image,

The fluorescent observation apparatus equipped with these.

【0106】

(8) 前記輝度調整手段は、前記白色光画像と蛍光画像の輝度を反比例的に変化させることを特徴とする付記7に記載の蛍光観察装置。

[0106]

(8) Above-mentioned brilliance-control means changes the brightness of the above-mentioned white-light image and the fluorescent image in inverse proportion.

The fluorescent observation apparatus of the additional remark 7 characterized by the above-mentioned.

【0107】

(9) 体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、前記体腔内組織を

[0107]

(9) The light source which generates the excitation light for exciting the fluorescence from an intra-corporeal tissue, image-pick-up

前記励起光により励起して得られる蛍光より複数の波長帯域の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段で撮像する蛍光像の複数の波長帯域のうちの少なくとも一つの波長帯域を可変とする蛍光像波長帯域可変手段と、を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【0108】

(10) 前記複数の蛍光像の波長帯域は、緑色帯域と赤色帯域であり、前記蛍光像波長帯域可変手段においてその一方の波長帯域幅を可変とすることを特徴とする付記9に記載の蛍光観察装置。

【0109】

(11) 前記蛍光像波長帯域可変手段は、広帯域の特定波長を透過する広帯域透過フィルタと、前記広帯域の波長範囲に含まれる透過波長帯域を持つ狭帯域透過フィルタと、前記広帯域透過フィルタから前記狭帯域透過フィルタに切り換える帯域変更手段と、を有してなることを特徴とする付記9に記載の蛍光観察装置。

means to image-pick up the fluorescent image of several wavelength bands from the fluorescence which excites the above-mentioned intra-corporeal tissue by the above-mentioned excitation light, and is obtained, fluorescent image wavelength band variable means which makes variable at least one wavelength band among several wavelength bands of the fluorescent image recorded with above-mentioned image-pick-up means, the fluorescent observation apparatus equipped with the above-mentioned.

[0108]

(10) The wavelength bands of these fluorescent images are a green band and a red-colour band.

In above-mentioned fluorescent image wavelength band variable means, that one wavelength bandwidth is made variable.

The fluorescent observation apparatus of the additional remark 9 characterized by the above-mentioned.

[0109]

(11) Above-mentioned fluorescent image wavelength band variable means, the wide range permeation filter which transmits a wide range specific wavelength, the narrow banded permeation filter with the penetrated-wave length band included in the above-mentioned wide range wavelength range, Band modification means switched to the above-mentioned narrow banded permeation filter from the above-mentioned wide range permeation filter, the fluorescent observation

apparatus of the additional remark 9 equipped with these.

【0110】

(12) 生体組織からの蛍光を導光する内視鏡と、前記蛍光による像を撮像する蛍光観察用カメラと、前記内視鏡の接眼部と接続可能な接続部と前記蛍光観察用カメラと接続可能な本体部とを有するアダプタと、を有し、前記アダプタは、前記接続部が前記本体部に対して回転可能に設けられ、前記接続部に一端を固定し他端を前記本体部に固定した像伝送手段を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

[0110]

(12) The adapter which has the endoscope which performs the light-guide of the fluorescence from an organism tissue, the fluorescent camera for observation which records the image by the above-mentioned fluorescence, the eye-piece part of the above-mentioned endoscope, a connectable connection and the above-mentioned fluorescent camera for observation, and a connectable main-body part, as for the above-mentioned adapter equipped with these, the above-mentioned connection is rotatably provided on the above-mentioned main-body part.

Image transmission means which fixed the one end to the above-mentioned connection, and fixed the other end to the above-mentioned main-body part was provided.

The fluorescent observation apparatus characterized by the above-mentioned.

【0111】

(13) 前記像伝送手段はファイババンドルよりなることを特徴とする付記12に記載の蛍光観察装置。

[0111]

(13) Above-mentioned image transmission means consists of a fibre bundle.

The fluorescent observation apparatus of the additional remark 12 characterized by the above-mentioned.

【0112】

(14) 前記接続部は、前記本体部との回転量を規制する回転規制部材を備えたことを特徴

[0112]

(14) The above-mentioned connection provided the rotation regulation member which regulates the rotation with the above-mentioned

とする付記 12 に記載の蛍光観察装置。

main-body part.

The fluorescent observation apparatus of the additional remark 12 characterized by the above-mentioned.

【0113】

[0113]

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、蛍光観察時に、器官の構造が明瞭に確認でき、また通常観察画像と蛍光観察画像を光源や撮像手段を切換えることなく得ることができ、正確な診断を行うことが可能となる効果がある。

[EFFECT OF THE INVENTION]

As explained above, according to this invention, the structure of the organum can be confirmed clearly at the time of fluorescent observation.

Moreover a usual observation image and fluorescent observation image can be obtained, without switching the light source and image-pick-up means.

It is effective in the ability of an exact diagnosis to be performed.

【図面の簡単な説明】

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 1】

本発明の第 1 実施形態に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

[FIGURE 1]

Component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on the 1st embodiment of this invention

【図 2】

蛍光観察時の観察画像における各部位の表示色を示す色分布図

[FIGURE 2]

The colour distribution diagram showing the display colour of the each part place in the observation image at the time of fluorescent observation

【図 3】

蛍光画像の生成に赤色領域と緑

[FIGURE 3]

Comparison explanatory drawing showing the

色領域の蛍光像のみを使用した場合と赤色領域及び緑色領域の蛍光像と青色領域の反射光像を使用した場合の各部位の色表示を示す比較説明図

colour display of each part at the time of using the fluorescent image of a red-colour area and a green region, and the reflected-light image of a blue region, and when using only the fluorescent image of a red-colour area and a green region for generation of the fluorescent image

【図 4】

本発明の第 2 実施形態に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

[FIGURE 4]

Component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on the second embodiment of this invention

【図 5】

ゲインコントロールと蛍光観察画像及び白色光観察画像の輝度との関係を示す特性図

[FIGURE 5]

The characteristic view showing the relationship with the brightness of a gain control, fluorescent observation image, and a white-light observation image

【図 6】

第 3 実施形態に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

[FIGURE 6]

Component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on a 3rd embodiment

【図 7】

蛍光検出波長範囲を切り換える回転フィルタの概略構成を示す構成説明図

[FIGURE 7]

Component explanatory drawing showing the schematic component of the rotating filter which switches the fluorescent detection wavelength range

【図 8】

回転フィルタの透過波長帯域を示す特性図

[FIGURE 8]

The characteristic view showing the penetrated-wave length band of the rotating filter

【図 9】

第 4 実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図

[FIGURE 9]

Component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent observation apparatus of the fourth embodiment

【図 10】

接続アダプタの構成を示す図 9 の A-A 線断面図

[FIGURE 10]

Sectional view taken on the A-A line in FIG. of Fig. 9 showing the component of the connection adapter

【図 11】

第 5 実施形態に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

[FIGURE 11]

Component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on the 5th embodiment

【図 12】

第 6 実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図

[FIGURE 12]

Component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent observation apparatus based on the 6th embodiment

【図 13】

第 7 実施形態に係る蛍光観察用内視鏡の主要部の構成を示す構成説明図

[FIGURE 13]

Component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent endoscope for observation based on the 7th embodiment

【図 14】

第 8 実施形態に係る蛍光観察用内視鏡の主要部の構成を示す構成説明図

[FIGURE 14]

Component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent endoscope for observation based on the 8th embodiment

【図15】

第9実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図

[FIGURE 15]

Component explanatory drawing showing the component of the principal part of the fluorescent observation apparatus based on the 9th embodiment

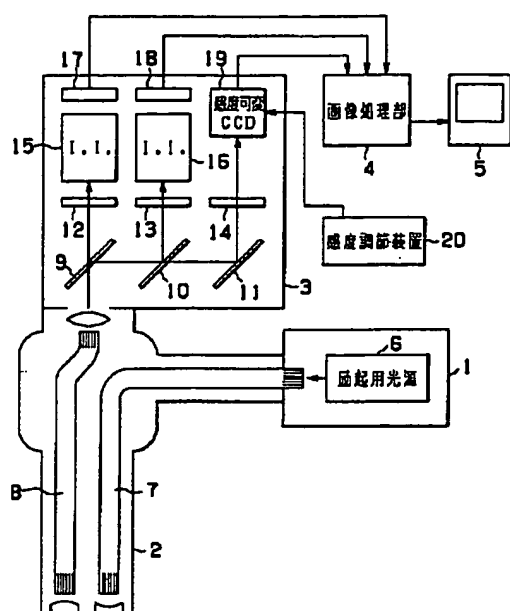
【符号の説明】

1…光源装置
2…内視鏡
3…カメラ
4…画像処理部
5…表示部
6…励起用光源
12, 13, 14…バンドパスフィルタ
17, 18…CCD
19…感度可変CCD
20…感度調節装置

[EXPLANATION OF DRAWINGS]

1... light source device
2... endoscope
3... camera
4... image-processing part
5... display part
6... Light source for excitation
12, 13, and 14... Band-pass filter
17, 18... CCD
19... sensitivity variable CCD
20... sensitivity regulation apparatus

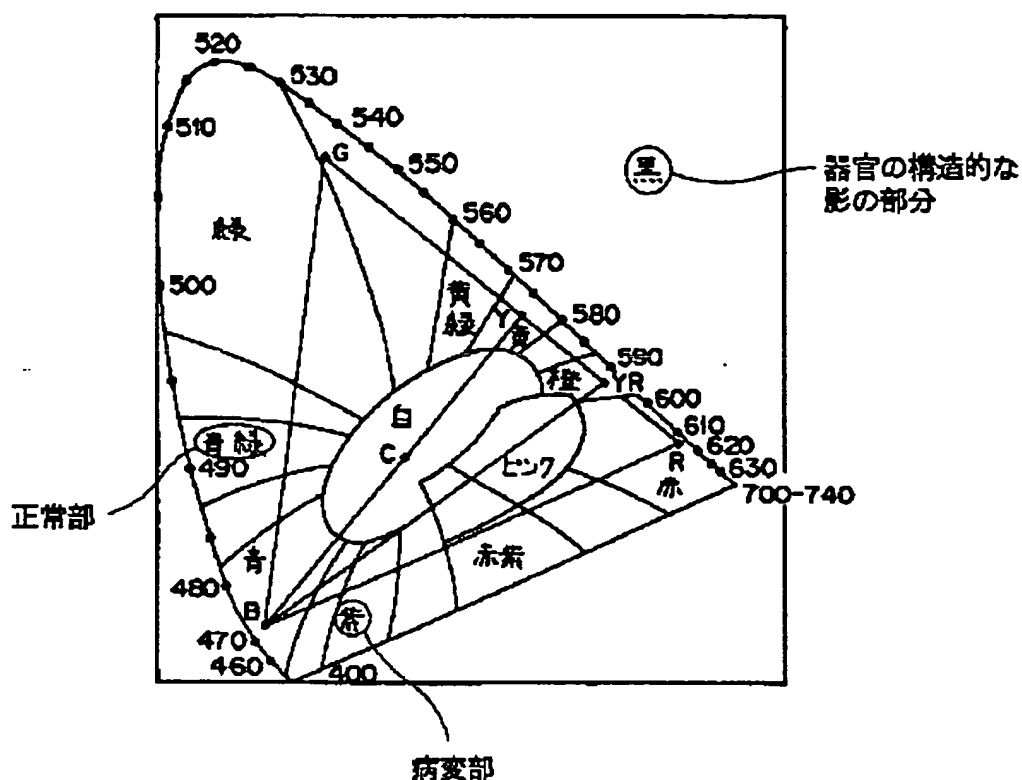
【図1】**[FIGURE 1]**



[translation of Japanese text in Figure 1]
refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

【図 2】

[FIGURE 2]



[translation of Japanese text in Figure 2]

text at left: normal part - blue green

text at right: shadow of organ structure - black

text at bottom: diseased part - violet

near 500: green

near 490: blue green

near 560: yellow green

near Y: yellow

near YR: yellow red

near R: red

between R & C: pink

between R & 400: red violet

near C: white

【図 3】

[FIGURE 3]

蛍光観察画像の色表示

	R, Gのみ	R, G, B
病変部	赤	紫
正常部	緑	青緑
構造的影	黒	黒

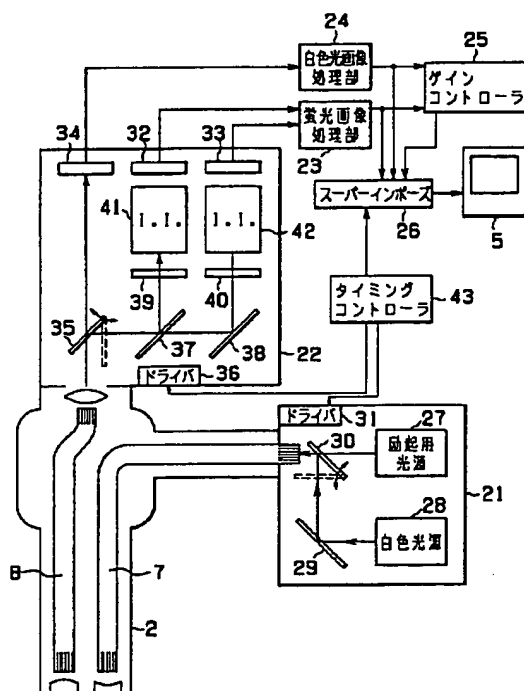
[translation of Japanese text in Figure 3]

Fluorescent observation image colour display

	R, G only	R, G, B
diseased part	red	violet
normal part	green	blue green
structural shadow	black	black

【圖 4】

[FIGURE 4]



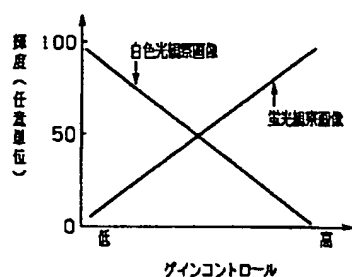
[translation of Japanese text in Figure 4]

- 23 fluorescent image processor
24 white image processor
25 gain controller

- 26 superimpose
- 27 excitation light source
- 28 white light source
- 31 driver
- 36 driver
- 43 timing controller

【図 5】

[FIGURE 5]



[translation of Japanese text in Figure 5]

vertical axis: brightness (arbitrary units)

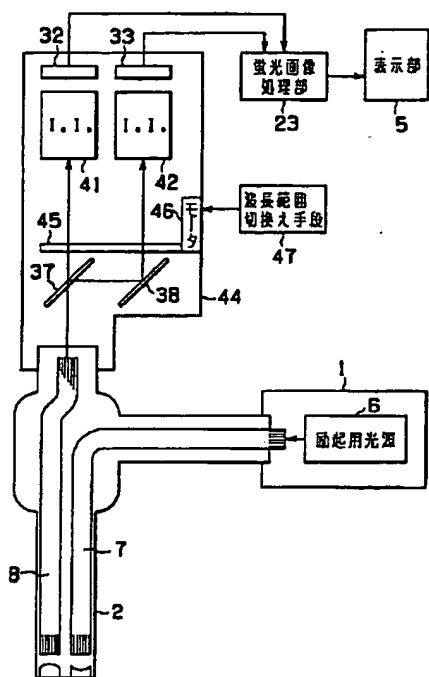
horizontal axis: gain control (low to high)

decreasing line: white observation image

increasing line: fluorescent observation image

【図 6】

[FIGURE 6]



[translation of Japanese text in Figure 6]

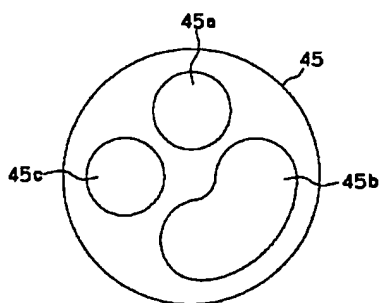
23 fluorescent image processor

46 motor

47 wavelength range switching means

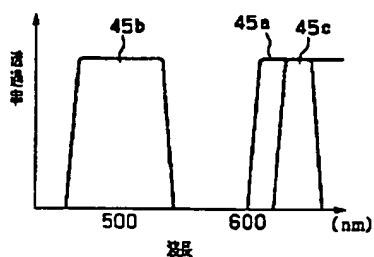
【図 7】

[FIGURE 7]



【図 8】

[FIGURE 8]



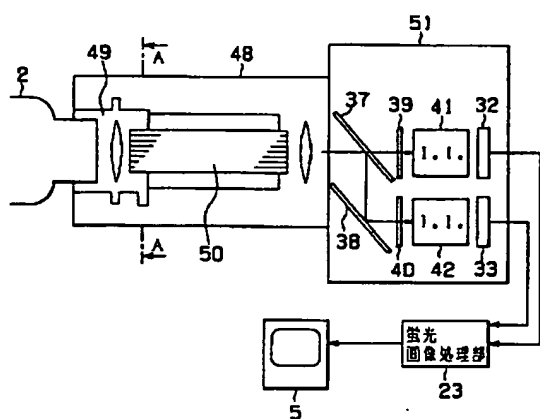
[translation of Japanese text in Figure 8]

vertical axis: transmittance rate

horizontal axis: wavelength (nm)

【図 9】

[FIGURE 9]

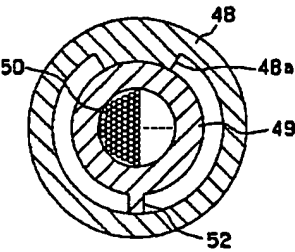


[translation of Japanese text in Figure 9]

23 fluorescent image processor

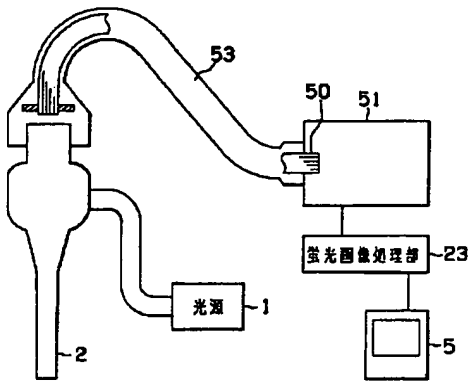
【図 10】

[FIGURE 10]



【図 1 1】

[FIGURE 11]

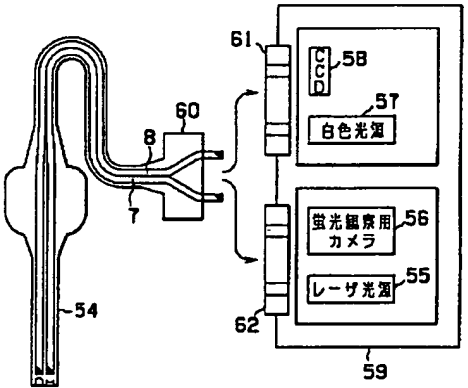


[translation of Japanese text in Figure 11]

23 fluorescent image processor

【図 1 2】

[FIGURE 12]

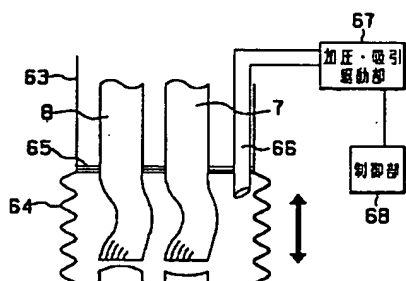


[translation of Japanese text in Figure 12]

- 55 laser source
- 56 fluorescent observation camera
- 57 white light source
- 58 CCD

【図 1 3】

[FIGURE 13]

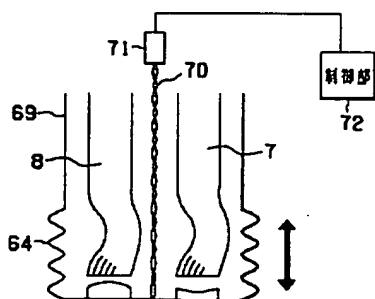


[translation of Japanese text in Figure 13]

- 67 pressure/suction drive
- 68 controller

【図 1 4】

[FIGURE 14]

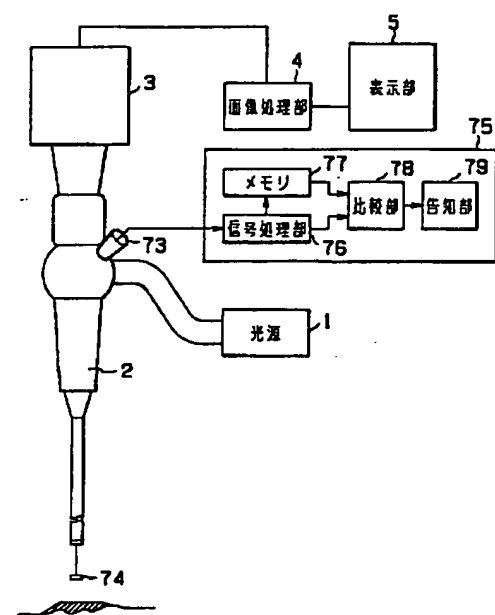


[translation of Japanese text in Figure 14]

- 72 controller

【図 15】

[FIGURE 15]



[translation of Japanese text in Figure 15]

- 76 signal processor
- 77 memory
- 78 comparison unit
- 79 reporting unit

DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-309282

(43)公開日 平成10年(1998)11月24日

(51)IntCl⁴

A 6 1 B 10/00

識別記号

F I

A 6 1 B 10/00

E

T

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 13 頁)

(21)出願番号 特願平9-122603

(22)出願日 平成9年(1997)5月13日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 平尾 勇実

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 飯田 雅彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

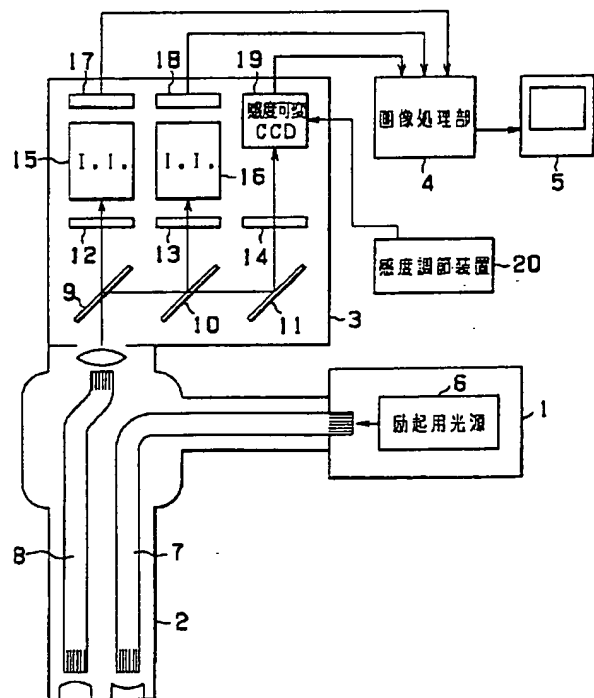
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 蛍光観察装置

(57)【要約】

【課題】 蛍光観察時に、器官の構造を明瞭に確認でき、正確な組織性状の診断を行えるようにする。

【解決手段】 蛍光観察装置は、光源装置1の励起用光源6より青色領域の励起光を発生して内視鏡2を介して観察部位に照射し、この励起光による観察部位からの蛍光像と反射光像を内視鏡2を介してカメラ3で撮像する。このとき、蛍光像を赤色領域と緑色領域の像に分離してそれぞれCCD17, 18で撮像すると共に、反射光像を感度調節装置20で感度調節された感度可変CCD19により撮像する。そして、これらの画像信号を基に画像処理部4で信号処理を行い、青色領域の反射光像の強度を調節することにより、白色光画像とほぼ同等の通常観察画像及び蛍光観察画像を生成し、これらの画像を重ね合わせて表示部5に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、
前記体腔内組織を前記励起光により励起して得られる蛍光のうち少なくとも2つ以上の異なる色調帯域の蛍光像を撮像する第1の撮像手段と、
前記体腔内組織からの前記励起光の反射により得られる反射光像を撮像する第2の撮像手段と、
前記反射光像を撮像する第2の撮像手段の感度を調節する感度調節手段と、
前記第1及び第2の撮像手段からの出力画像信号を重ね合わせる画像処理手段と、
を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、励起光を生体組織の観察対象部位へ照射して励起光による蛍光像を得る蛍光観察装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射し、この励起光によって生体組織から直接発生する自家蛍光や生体へ注入しておいた薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が用いられつつあり、この蛍光観察を行うための蛍光観察装置が開発されている。

【0003】 自家蛍光においては、生体組織に励起光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質としては、例えばコラーゲン、NADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジヌクレオチド等がある。最近では、このような蛍光を発生する生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつあり、これらの蛍光により癌等の診断が可能である。

【0004】 また、薬物の蛍光においては、生体内へ注入する蛍光物質としては、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）等が用いられる。これらの薬物は癌などへの集積性があり、これを生体内に注入して蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。また、モノクローナル抗体に蛍光物質を付加させ、抗原抗体反応により病変部に蛍光物質を集積させる方法もある。

【0005】 励起光としては例えばレーザ光、水銀ランプ、メタルハライドランプ等が用いられ、励起光を生体組織へ照射することによって観察対象部位の蛍光像を得る。この励起光による生体組織における微弱な蛍光を検出して2次元の蛍光画像を生成し、観察、診断を行う。

【0006】 このような蛍光観察装置においては、一般に生体組織より発生する蛍光から特定波長帯域を抜き出して、演算処理を行い画像化して診断を行っている。例

えば特開平6-125911号公報には、励起光による蛍光像と通常の白色照明光による外観像とを観察可能な内視鏡装置において、所定の光強度以上の蛍光を検出した場合に、蛍光像を外観像と共に合成して表示できるようにしたものが開示されている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 前述した特開平6-125911号公報に記載の装置のように、従来の構成で得られる観察画像は、蛍光画像と白色光画像とを相互に表示するため、フリッカーにより見づらい画像となる。また、蛍光画像のみを表示したものでは、観察画像において器官の構造的な影の部分と病変部との見分けが付けにくく、診断能を低下させてしまう問題点を有していた。

【0008】 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、蛍光観察時に、器官の構造が明瞭に確認でき、また通常観察画像と蛍光観察画像を光源や撮像手段を切換えることなく得ることができ、正確な診断を行うことが可能な蛍光観察装置を提供することを目的としている。

【0009】

【課題を解決するための手段】 本発明による蛍光観察装置は、体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、前記体腔内組織を前記励起光により励起して得られる蛍光のうち少なくとも2つ以上の異なる色調帯域の蛍光像を撮像する第1の撮像手段と、前記体腔内組織からの前記励起光の反射により得られる反射光像を撮像する第2の撮像手段と、前記反射光像を撮像する第2の撮像手段の感度を調節する感度調節手段と、前記第1及び第2の撮像手段からの出力画像信号を重ね合わせる画像処理手段と、を備えたものである。

【0010】

【発明の実施の形態】 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図3は本発明の第1実施形態に係り、図1は蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、図2は蛍光観察時の観察画像における各部位の表示色を示す色分布図、図3は蛍光画像の生成に赤色領域と緑色領域の蛍光像のみを使用した場合と赤色領域及び緑色領域の蛍光像と青色領域の反射光像を使用した場合の各部位の色表示を示す比較説明図である。

【0011】 図1に示すように、本実施形態の蛍光観察装置は、励起光を発生させる光源装置1と、光源装置1からの励起光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像と励起光の反射光像とを検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像と反射光像とを撮像し電気信号に変換するカメラ3と、カメラ3からの画像信号を処理し、蛍光画像と反射光画像とを合成し観察画像を生成する画像処理部4と、画像処理部4により生成された観察画像を表示するCRTモニタ等からなる表示部5とを備えて主要部が構成されている。

【0012】 光源装置1は、蛍光を励起するための青色

領域の狭帯域（特に400nm～450nm）に波長を持つ励起光を発生する励起光源6を備えて構成される。

【0013】内視鏡2は、生体内へ挿入する細長の挿入部を有し、光源装置1からの励起光を挿入部先端まで伝達するライトガイド7を含む照明光学系と、観察部位の蛍光像及び反射光像を手元側の接眼部まで伝達するイメージガイド8を含む観察光学系とを備えて構成される。

【0014】カメラ3は、内視鏡2の接眼部に着脱自在に接続され、内視鏡2より入射する蛍光像及び反射光像を3つの光路に分割するダイクロイックミラー9、ダイクロイックミラー10、ミラー11と、蛍光を検出する波長帯域 λ_1 を透過するバンドパスフィルタ12と、蛍光を検出する波長帯域 λ_2 を透過するバンドパスフィルタ13と、励起光源6からの励起光の反射光の波長帯域のみを透過するバンドパスフィルタ14と、バンドパスフィルタ12を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア（図中ではI.I.と略記する）15と、バンドパスフィルタ13を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア16と、イメージインテンシファイア15の出力像を撮像するCCD17と、イメージインテンシファイア16の出力像を撮像するCCD18と、バンドパスフィルタ14を透過した反射光像を撮像する感度可変CCD19と、感度可変CCD19の感度を任意に調整する感度調節装置20とを備えて構成される。

【0015】光源装置1において、励起光源6により光の波長が青色領域にある励起光 λ_0 を発生する。この光は内視鏡2のライトガイド7に導光される。ライトガイド7に導光された励起光 λ_0 は、内視鏡2内部を通過して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。

【0016】そして、観察部位からの励起光による蛍光像と反射光像は、内視鏡2のイメージガイド8を通じて手元側の接眼部まで伝達され、カメラ3に入射される。カメラ3に入射された蛍光像と反射光像は、ダイクロイックミラー9、ダイクロイックミラー10、ミラー11により透過及び反射して3つの光路に分割される。分割された3つの光は、それぞれバンドパスフィルタ12、バンドパスフィルタ13、バンドパスフィルタ14を透過する。

【0017】バンドパスフィルタ12を透過した蛍光像は、イメージインテンシファイア15で増幅された後にCCD17で撮像されてビデオ信号に変換される。また同様に、バンドパスフィルタ13を透過した蛍光像は、イメージインテンシファイア16で増幅された後にCCD18で撮像されてビデオ信号に変換される。バンドパスフィルタ14を透過した反射光像は、感度可変CCD19で撮像されてビデオ信号に変換される。

【0018】CCD17、CCD18及び感度可変CC

D19で得られた蛍光像と反射光像のビデオ信号は画像処理部4に入力される。画像処理部4では、2つの波長帯域の蛍光像のビデオ信号と、反射光像のビデオ信号を演算処理して観察画像を生成する。

【0019】励起光による観察部位における可視領域の蛍光は、励起光 λ_0 より長い波長の帯域の強度分布となり、正常部位では特に緑色領域 λ_2 付近（特に490nm～560nm）で強く、病変部では弱くなる。よって、画像処理部4において、緑色領域 λ_2 付近と、これよりも波長の長い赤色領域 λ_1 付近（特に620nm～800nm）の蛍光像の信号を演算処理することにより、得られる蛍光画像から正常部位と病変部との判別が可能である。

【0020】ところで、CCD17、CCD18で得られる蛍光像の明るさは、感度可変CCD19で得られる反射光像に比べて非常に暗い。従って、そのまま各像を重ね合わせたのでは、反射光像となら変わらない画像となってしまう。そこで、感度調節装置20により感度可変CCD19の感度を調節し、反射光像の明るさをCCD17、CCD18で得られる蛍光像の明るさに合わせる。そして、各像の画像信号を画像処理部4で演算処理をして、白色光源を使用し得られる白色光画像とほぼ同等の通常観察画像を生成する。

【0021】このとき、赤色領域 λ_1 付近の蛍光像、緑色領域 λ_2 付近の蛍光像、青色領域の反射光像を合成演算することにより、R、G、Bの三原色の画像を合成してカラー画像を得る場合と同等の処理となり、白色光画像とほぼ同等の通常観察画像を得ることができる。

【0022】また、感度調節装置20により感度可変CCD19の感度を下げ、反射光像の明るさをCCD17、CCD18で得られる蛍光像より暗くすることによって、蛍光像の信号のみを演算したときとほぼ同等の蛍光観察画像を生成する。

【0023】画像処理部4により生成された画像信号は、表示部5に送られ、表示部5において観察画像が表示される。このときの観察画像において、正常部、病変部、器官の構造的な影の部分の各部位に対応する表示色の分布を図2に示す。また、図3には、蛍光画像の生成に赤色領域（R）と緑色領域（G）の蛍光像のみを使用した場合とR、Gの蛍光像と青色領域（B）の反射光像を使用した場合の各部位の色表示の違いを示す。

【0024】蛍光観察画像は青色領域の反射光像の信号が含まれるため、図2及び図3に示すように、病変部は紫色、正常部は青緑色、器官の構造的な影の部分は黒色で表示される。なお、赤色領域と緑色領域の蛍光像の信号のみを演算した場合は、病変部は赤色、正常部は緑色、器官の構造的な影の部分は黒色となり、反射光像の信号を加えた場合と異なる。

【0025】このように本実施形態の蛍光観察装置では、励起光からの反射光像の明るさを調節して、蛍光像

に重ね合わせるにより、カメラや光源の交換等の煩雑な操作を行うことなく、通常観察画像と蛍光観察画像のそれぞれ同等の観察画像を表示することができる。このため、操作性が向上すると共に、白色光源を用意する必要がなくなり、装置の小型化をはかることができる。

【0026】さらに、蛍光観察画像は、緑色、赤色の蛍光像に加えて、青色の反射光像が含まれることで、器官の構造が見やすくなり、器官の構造的な影により暗くなっている部分と病変部が存在することにより暗くなっている部分とが判別しやすくなるため、診断能が向上する。

【0027】なお、本実施形態において示した蛍光観察画像の病変部、正常部等の表示色は、一例を示したにすぎず、これと異なる色であってもよい。

【0028】また、励起光の反射光は生体組織からの蛍光の強度に比べ、強い光の強度を持つ。そのため、上記実施形態にて示したように励起光の帯域のみを抜き出す手段は必ずしも必要でない。そこで、カメラ3内の各CCDの構成を、図4に示す第2実施形態のカメラ22のような構成とし、カメラ22の可動ミラー35をハーフミラーに変更すれば、バンドパスフィルタ14を不要とすることができる。

【0029】図4及び図5は本発明の第2実施形態に係り、図4は蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、図5はゲインコントロールと蛍光観察画像及び白色光観察画像の輝度との関係を示す特性図である。

【0030】第2実施形態の蛍光観察装置は、白色光画像と蛍光画像を同時に得るものであり、内視鏡と、白色光観察及び蛍光観察のためのそれぞれの光源装置と、それぞれの光源装置に対応する撮像装置と、それぞれの撮像装置に対応する画像処理装置とから構成されるようになっている。

【0031】図4に示すように、励起光と白色光を発生させる光源装置21と、光源装置21からの励起光または白色光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像または白色光による白色光像を検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像または白色光像を蛍光観察用撮像装置または白色光観察用撮像装置で撮像して電気信号に変換するカメラ22と、カメラ22からの蛍光画像信号を処理して蛍光画像を生成する蛍光画像処理部23と、カメラ22からの白色光画像信号を処理して白色光画像を生成する白色光画像処理部24と、蛍光画像処理部23により生成された画像信号の各色信号のゲインを調整するゲインコントローラ25と、ゲインを調整後の白色光画像と蛍光画像の画像信号を重ね合わせるスーパーインポーズ部26と、スーパーインポーズ部26からの出力信号を入力して観察画像を表示するCRTモニタ等からなる表示部5とを備えて主要部が構成されている。

【0032】光源装置21は、蛍光を励起するための励

起光を発生する励起用光源27と、白色光像を得るための白色光を発生する白色光源28と、白色光を内視鏡2のライトガイド7へ導光するためのミラー29と、励起光と白色光を選択的にライトガイド7へ導光する可動ミラー30と、可動ミラー30を駆動させるドライバ31とを備えて構成される。

【0033】カメラ22は、内視鏡2の接眼部に着脱自在に接続され、内視鏡2より入射する蛍光像または白色光像を選択的に蛍光像撮影用CCD32、蛍光像撮影用CCD33、白色光像撮影用CCD34へ導くための可動ミラー35と、可動ミラー35を駆動させるドライバ36と、可動ミラー35により導光された蛍光像を2つの光路に分割するダイクロイックミラー37、ミラー38と、蛍光を検出する波長帯域 $\lambda 1$ を透過するバンドパスフィルタ39と、蛍光を検出する波長帯域 $\lambda 2$ を透過するバンドパスフィルタ40と、バンドパスフィルタ39を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア41と、バンドパスフィルタ40を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア42と、イメージインテンシファイア41の出力像を撮像する蛍光像撮影用CCD32と、イメージインテンシファイア42の出力像を撮像する白色光像撮影用CCD34とを備えて構成される。

【0034】また、白色光画像と蛍光画像の切換えタイミングを制御するタイミングコントローラ43が設けられ、可動ミラー30と可動ミラー35の角度はそれぞれドライバ31、ドライバ36を介してタイミングコントローラ43により制御されるようになっている。

【0035】蛍光観察時には、光源装置21において、励起用光源27により励起光 $\lambda 0$ を発生する。またこのとき、可動ミラー30はドライバ31を介してタイミングコントローラ43の制御により励起光 $\lambda 0$ を内視鏡2のライトガイド7に導光する角度に置かれる。ライトガイド7に導光された励起光 $\lambda 0$ は、内視鏡2内部を通過して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。

【0036】そして、観察部位からの励起光による蛍光像は、内視鏡2のイメージガイド8を通じて手元側の接眼部まで伝達され、カメラ22に入射される。カメラ22に入射された蛍光像は、可動ミラー35、ダイクロイックミラー37、ミラー38により透過及び反射して2つの光路に分割される。このとき、可動ミラー35はドライバ36を介してタイミングコントローラ43の制御により蛍光像をダイクロイックミラー37に導光する角度に置かれる。分割された2つの光は、それぞれバンドパスフィルタ39、バンドパスフィルタ40を透過する。

【0037】バンドパスフィルタ39を透過した $\lambda 1$ の波長帯域の成分を持った蛍光像は、イメージインテンシ

ファイア41で増幅された後にCCD32で撮像されてビデオ信号に変換される。同様に、バンドパスフィルタ40を透過したλ2の波長帯域の成分を持った蛍光像は、イメージインテンシファイア42で増幅された後にCCD33で撮像されてビデオ信号に変換される。

【0038】CCD32及びCCD33で得られた蛍光像のビデオ信号は蛍光画像処理部23に入力される。蛍光画像処理部23では、2つの波長帯域の蛍光像のビデオ信号を演算処理して蛍光画像を生成する。

【0039】蛍光画像処理部23で生成された蛍光画像の画像信号はゲインコントローラ25に入力され、ゲインコントローラ25においてRGBの各色信号のゲイン調整を行うことにより輝度が調整される。この輝度調整後の画像信号は蛍光観察画像としてタイミングコントローラ43により制御されたスーパーインポーズ部26内のメモリに蓄えられる。

【0040】次に、白色光源28より発生した白色光は、ミラー29により反射され、タイミングコントローラ43の制御により白色光をライトガイド7に導光する角度に移動した可動ミラー30に反射して、内視鏡2のライトガイド7に導光される。この白色光は、内視鏡2内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。

【0041】そして、観察部位からの反射光による白色光像は、内視鏡2のイメージガイド8を通じて手元側の接眼部まで伝達され、カメラ22に入射される。カメラ22に入射された白色光像は、CCD34で撮像されてビデオ信号に変換される。このとき、可動ミラー35はドライバ36を介してタイミングコントローラ43の制御により内視鏡2の接眼部とCCD34の間の光路を妨げない位置に移動される。

【0042】CCD34で得られた白色光像のビデオ信号は白色光画像処理部24に入力される。白色光画像処理部24では、公知の画像信号処理により白色光画像を生成する。白色光画像処理部24で生成された白色光画像の画像信号はゲインコントローラ25に入力され、ゲインコントローラ25においてRGBの各色信号のゲイン調整を行うことにより輝度が調整される。この輝度調整後の画像信号は白色光観察画像としてタイミングコントローラ43により制御されたスーパーインポーズ部26内のメモリに蓄えられる。

【0043】これらの蛍光観察画像、白色光観察画像の生成、及びメモリへの書き込みは、タイミングコントローラ43によって1/30秒～1/60秒間隔で交互に行われる。

【0044】ゲインコントローラ25においては、図5に示すように、ゲインコントロールの高低に対して白色光観察画像と蛍光観察画像の輝度レベルが段階的に反比例して変化するように、輝度調整がなされる。

【0045】ゲインコントローラ25により、輝度を調

整されてスーパーインポーズ部26に蓄えられた蛍光観察画像と白色光観察画像は、R、G、Bの各信号毎に重ね合わされ、表示部5に送られて画像表示される。

【0046】このように、蛍光観察画像と白色光観察画像とを重ね合わせて表示する際に、これらの画像の相対的な輝度を調節し、病変部が存在することにより暗赤色に表示されているのか、あるいは単に構造的な影によって暗く表示されているのかを明確に判別できるようにする。蛍光観察画像において暗赤色に表示されている部分は病変部であり、白色光観察画像において暗黒色に表示されている部分は器官の構造的な影であると考えられる。例えば、蛍光観察画像の輝度を高くし、暗赤色に表示されている部分が合った場合は、白色光観察画像の輝度を高くして、この部分が単に構造的な影で暗くなっているのかどうかを判別する。

【0047】第2実施形態によれば、蛍光観察装置の観察画像において、病変部であるか構造的な影の部分であるか判別困難な場合に、蛍光観察画像と白色光観察画像とを重ね合わせ、ゲインコントロールを行って蛍光観察画像と白色光観察画像の相対的な輝度を調整することにより、容易に組織性状の判別を行うことが可能となる。これにより、蛍光観察時の診断能を向上させることができる。

【0048】上述した第1実施形態あるいは第2実施形態の構成に対して、以下に示すような蛍光観察装置の変形例の構成を追加することもできる。

【0049】第3実施形態として、蛍光観察装置の変形例の一つを説明する。図6は第3実施形態に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、図7は蛍光検出波長範囲を切り換える回転フィルタの概略構成を示す構成説明図、図8は回転フィルタの透過波長帯域を示す特性図である。

【0050】図6に示すように、蛍光観察装置は、励起光を発生させる光源1と、光源1からの励起光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像を検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像を撮像し電気信号に変換するカメラ44と、カメラ44からの画像信号を処理し、蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理部23と、蛍光画像処理部23により生成された蛍光観察画像を表示するCRTモニタ等からなる表示部5とを備えて主要部が構成されている。

【0051】カメラ44は、内視鏡2の接眼部に着脱自在に接続され、内視鏡2より入射する蛍光像を2つの光路に分割するダイクロイックミラー37、ミラー38と、検出する蛍光の波長帯域を変換させる回転フィルタ45と、回転フィルタ45を回転させるモータ46と、回転フィルタ45の回転角を制御する波長範囲切換え手段47と、回転フィルタ45を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア41、42と、イメージインテンシファイア41、42からの出力像を撮像する

CCD32, 33とを備えて構成される。

【0052】回転フィルタ45は、図7に示すように、円板状の回転体に波長透過帯域の異なる3つのフィルタ領域45a, 45b, 45cを有して構成され、回転位置によって異なる波長帯域の蛍光像を透過するようになっている。

【0053】図8に示すように、回転フィルタ45のフィルタ領域45aは600nm以上の赤色の波長の光を透過する帯域特性を持ち、フィルタ領域45bは490～560nmの緑色の波長を透過する帯域特性を持ち、フィルタ領域45cは620～700nmの波長の光を透過する帯域特性を持つ。

【0054】内視鏡を用いた蛍光観察による診断の初期において、カメラ44に導光された蛍光像は、ダイクロイックミラー37, ミラー38により2つの光路に分割される。分割された2つの光の一方は、回転フィルタ45のフィルタ領域45aを透過してイメージインテンシファイア41に入射する。また、もう一方は回転フィルタ45のフィルタ領域45bを透過してイメージインテンシファイア42に入射する。

【0055】イメージインテンシファイア41, 42に入射した蛍光像は、それぞれ増幅された後にCCD32, 33で撮像されてビデオ信号に変換され、蛍光画像処理部23で信号処理されて蛍光観察画像として表示部5に表示される。

【0056】蛍光観察において、病変部は赤色の蛍光が強調される。従って、回転フィルタ45のフィルタ領域45aによって赤色の波長帯域の蛍光を広帯域で取ることにより、病変部が発見しやすくなる。

【0057】次に、病変部らしき部分を発見した後、波長範囲切換え手段47により、モータ46を駆動して回転フィルタ45を回転させる。このとき、イメージインテンシファイア41には回転フィルタ45のフィルタ領域45cを透過した光が入射する。

【0058】回転フィルタ45のフィルタ領域45cによって透過する蛍光の波長範囲を狭め、赤色の波長帯域の蛍光を少なくすることにより、病変部以外の赤く観察される部分（例えば組織の構造的な影の部分）は赤色を発しなくなる。このため、蛍光観察による診断能を向上させることができる。

【0059】このように、第3実施形態では、まず赤色の蛍光を広帯域で取ることにより、病変部の発見を容易にすることができる。また、次に、赤色領域の蛍光の波長範囲を狭めることにより、病変部が存在することにより暗くなっている部分か、あるいは器官の構造的な影により暗くなっている部分であるか、判別困難な部分の組織性状の判別を容易に行うことができる。よって、観察能及び診断能を向上させることができる。

【0060】なお、本実施形態においては、赤色の蛍光波長帯域を変化させたが、緑色の蛍光波長帯域を変化さ

せ、観察初期に緑色のある帯域を観察し、次にこの緑色領域よりも広い帯域を観察するようにしても良い。

【0061】次に第4実施形態として、蛍光観察装置の他の変形例を説明する。図9は第4実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図、図10は接続アダプタの構成を示す図9のA-A線断面図である。第4実施形態は内視鏡2と蛍光像を撮像するカメラ51とを接続する接続アダプタを設けた構成例であり、この接続アダプタに関する特徴部分についてのみ説明する。

【0062】図9に示すように、蛍光観察装置は、励起光を生体内の観察部位に照射して励起光による蛍光像を検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像を撮像し電気信号に変換する蛍光観察用カメラ51と、蛍光観察用カメラ51からの画像信号を処理して蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理部23と、蛍光画像処理部23により生成された蛍光観察画像を表示する表示部5とを備えると共に、蛍光観察用カメラの接続アダプタとして、内視鏡2と蛍光観察用カメラ51とを接続するためのアダプタ本体48が設けられて主要部が構成されている。

【0063】アダプタ本体48は、アダプタ本体48に対して回転可能に取り付けられ、内視鏡2の接眼部に着脱自在に接続される接眼回転部49と、内視鏡2からの蛍光像を蛍光観察用カメラ51に伝送する伝送ライトガイド50とを有して構成される。接眼回転部49は、筒状のアダプタ本体48の一端部に内嵌された円柱状の部材からなり、図10に示すように、接眼回転部49の外周の一部には、アダプタ本体48内部のストッパ48aに対して当接することで接眼回転部49の回転を規制する回転規制部材52が突設されている。

【0064】内視鏡2の接眼部は、接眼回転部49に接続固定され、アダプタ本体48に対して回転可能となっている。伝送ライトガイド50は、内視鏡2の接眼部側では接眼回転部49に固定されており、蛍光観察用カメラ51側ではアダプタ本体48に固定されている。また、伝送ライトガイド50は、その端面付近以外は固定されておらず、ねじれることが可能である。

【0065】内視鏡2からの蛍光像は、アダプタ本体48内の伝送ライトガイド50を通り、蛍光観察用カメラ51に導かれて撮像され、蛍光画像処理部23で蛍光観察画像が生成されて表示部5に表示される。

【0066】蛍光観察中、内視鏡2を回転させると、これに伴って接眼回転部49が回転する。しかし、アダプタ本体48及び蛍光観察用カメラ51は接眼回転部49に対して回転自在であるため回転しない。接眼回転部49が回転すると、伝送ライトガイド50の接眼回転部49側は回転するが、蛍光観察用カメラ51側は回転しないため、伝送ライトガイド50の中央部がねじれて回転が吸収される。このとき、接眼回転部49に設けられた回転規制部材52によって、アダプタ本体48に対して

接眼回転部49の回転量を規制することにより、伝送ライトガイド50がねじ切れることを防止している。

【0067】このように、第4実施形態では、内視鏡2と蛍光観察用カメラ51との間に回転自在な像伝送手段として伝送ライトガイド50を配設したアダプタを装着することにより、蛍光観察中に内視鏡2を回転させても、伝送ライトガイド50がねじれることにより、観察画像が回転せずカメラ自体を固定することができる。

【0068】蛍光検出用のカメラは大型であるため、従来の構成では、消化管における観察のような内視鏡を複雑に回転操作することがある場合には、操作性を低下させてしまう問題点を有していた。

【0069】本実施形態の構成によれば、内視鏡の回転に伴って大型のカメラを回転させる必要が無いため、蛍光観察時に内視鏡の操作を妨げたり操作に支障をきたすことがなく、内視鏡の操作性を向上させることができる。

【0070】図11に第5実施形態として第4実施形態の変形例を示す。第5実施形態は、第4実施形態におけるアダプタ本体48を軟性の管状部材からなるアダプタ部材53に変更して構成したものである。

【0071】この構成によれば、アダプタ部材53は十分長く、蛍光観察用カメラ51を内視鏡2の接眼部より離しておくことができるため、操作性が更に向上する。

【0072】次に第6実施形態として、蛍光観察装置の他の変形例を説明する。図12は第6実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図である。

【0073】蛍光観察装置は、励起光または白色光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像または白色光による白色光像を検出し生体外に伝達する蛍光観察用内視鏡54と、蛍光画像を得るための光源及び撮像部と白色光画像を得るための光源及び撮像部とを一つのユニットとした蛍光観察ユニット59とを備えて主要部が構成されている。

【0074】蛍光観察ユニット59は、蛍光画像を得るための、励起光を発生させるレーザ光源55、蛍光観察用カメラ56と、白色光画像を得るための、白色光源57、白色光観察用CCD58とを有して構成される。

【0075】蛍光観察用内視鏡54は、ライトガイド7とイメージガイド8を有し、これらの端面部はコネクタ60により一体に保持固定された構成となっている。蛍光観察ユニット59には、コネクタ60に対応した白色光観察用コネクタ受け61と蛍光観察用コネクタ受け62とが設けられ、これらのコネクタ受け61、62のいずれかにコネクタ60が装着されるようになっている。白色光観察用コネクタ受け61は、コネクタ60のライトガイド7、イメージガイド8端部と白色光源57、白色光観察用CCD58とをそれぞれ接続するように構成される。蛍光観察用コネクタ受け62は、コネクタ60のライトガイド7、イメージガイド8端部とレーザ光源

55、蛍光観察用カメラ56とをそれぞれ接続するように構成される。

【0076】白色光観察時には、蛍光観察ユニット59の白色光観察用コネクタ受け61に内視鏡54のコネクタ60を装着し接続する。白色光源57からの白色光は、ライトガイド7に導光され、内視鏡54内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。そして、観察部位からの白色光の反射による白色光像は、内視鏡54のイメージガイド8を通じて白色光観察用CCD58に伝達され、白色光観察用CCD58によりビデオ信号に変換される。

【0077】蛍光観察時には、内視鏡54のコネクタ60を蛍光観察ユニット59の蛍光観察用コネクタ受け62に差し替えて装着する。レーザ光源55において光の波長が青色領域にある励起光 λ_0 が発生し、この励起光は内視鏡54のライトガイド7に導光される。ライトガイド7に導光された励起光は、内視鏡54内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。そして、観察部位からの励起光による蛍光像は、内視鏡54のイメージガイド8を通じて蛍光観察用カメラ56まで伝達され、蛍光観察用カメラ56によってビデオ信号に変換される。

【0078】白色光観察用CCD58、蛍光観察用カメラ56で得られたビデオ信号は、他の実施形態で示したものと同様に、画像処理部に送られて観察画像が生成され、モニタに表示される。

【0079】このように、第6実施形態では、白色光観察から蛍光観察へ切り換えるとき、カメラと光源の双方の交換を1つの操作で行うことができる。このため、操作性をより向上させることができる。

【0080】次に第7実施形態として、蛍光観察装置の他の変形例を説明する。図13は第7実施形態に係る蛍光観察用内視鏡の主要部の構成を示す構成説明図である。蛍光観察装置の基本構成は他の実施形態と同じであるため、ここでは特徴となる部分のみ説明する。

【0081】図13には第7実施形態における蛍光観察用内視鏡63の挿入部先端部の概略構成が示されている。蛍光観察用内視鏡63は、挿入部先端を伸縮させるブタジエンゴム等のポリマーからなる蛇腹部64と、蛍光観察用内視鏡63の挿入部先端に蛇腹部64と合わせて気密部分を形成するシール部材65と、前記気密部分に一端が連通したガス送気、吸引用のダクト66と、ダクト66を通して前記気密部分にガスを送気またはこの気密部分からガスを吸引する加圧・吸引駆動部67と、加圧・吸引駆動部67を制御する制御部68とを有して構成されている。

【0082】蛍光観察用内視鏡63は、挿入部内にライトガイド7とイメージガイド8を有し、これらライトガイド7とイメージガイド8の先端部は蛇腹部64において蛇行配置されており、蛇腹部64の伸縮を妨げないよ

うに配設されている。通常時には、蛇腹部64とシール部材65により形成される気密部分にはガスが注入されておらず、蛇腹部64は収縮状態にある。

【0083】制御部68は、加圧・吸引駆動部67を制御して前記気密部分に対するガスの送気・吸引を行う。蛍光観察用内視鏡63の挿入部先端を伸長させる際には、加圧・吸引駆動部67によってガスをダクト66を介して気密部分に送り込む。送り込まれたガスは気密部分に充填して蛇腹部64を伸展させ、この結果、挿入部先端が伸長する。これにより、蛍光観察用内視鏡63の挿入部先端を観察組織に接近させることができ、容易に接近観察が可能となる。

【0084】第7実施形態では、蛍光観察時に必要な組織の遠方よりの観察から近方への観察への移動を、内視鏡の先端部のみを伸縮させて移動させることにより、内視鏡全体の複雑で微妙な操作を行うことなく、容易に行うことができる。従って、遠方から近方への観察点の移動が容易にできるため、操作性が向上する。

【0085】次に第8実施形態として、第7実施形態の変形例を説明する。図14は第8実施形態に係る蛍光観察用内視鏡の主要部の構成を示す構成説明図である。基本構成は第7実施形態と同じであるため、ここでは特徴となる部分のみ説明する。

【0086】図14には第8実施形態における蛍光観察用内視鏡69の挿入部先端部の概略構成が示されている。蛍光観察用内視鏡69は、挿入部先端を伸縮させるブタジエンゴム等のポリマーからなる蛇腹部64と、蛇腹部64を含む挿入部先端を引っ張るための牽引用ワイヤ70と、牽引用ワイヤ70を移動させるアクチュエータ71と、アクチュエータ71の駆動を制御する制御部72とを有して構成されている。

【0087】蛍光観察用内視鏡69は、挿入部内にライトガイド7とイメージガイド8を有し、これらライトガイド7とイメージガイド8の先端部は蛇腹部64において蛇行配置されており、蛇腹部64の伸縮を妨げないように配設されている。

【0088】制御部72は、アクチュエータ71を駆動制御して牽引用ワイヤ70の引っ張り量を制御する。牽引用ワイヤ70の先端部は蛇腹部64の挿入部先端側で接続固定されており、通常時は蛇腹部64を収縮させた状態に保っている。

【0089】蛍光観察用内視鏡69の挿入部先端を伸長させる際には、制御部72はアクチュエータ71を制御して牽引用ワイヤ70の引っ張り量を下げ、蛇腹部64を伸展させる。この結果、挿入部先端が伸長し、蛍光観察用内視鏡69の挿入部先端を観察組織に接近させることができ、容易に接近観察が可能となる。

【0090】第8実施形態においても第7実施形態と同様に、蛍光観察時に必要な組織の遠方よりの観察から近方への観察への移動を、内視鏡の先端部のみを伸縮させ

て移動させることにより、内視鏡全体の複雑で微妙な操作を行うことなく、容易に行うことができる。従って、遠方から近方への観察点の移動が容易にできるため、操作性が向上する。

【0091】なお、前述の第7、第8実施形態で示した蛇腹部の部組を内視鏡先端部から着脱自在の構成としても良い。これにより、専用の内視鏡とする必要がなく、汎用の内視鏡の先端部に装着して用いることができるため、低コストにて同様の機能を実現できる。

【0092】次に第9実施形態として、蛍光観察装置の他の変形例を説明する。図15は第9実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図である。蛍光観察装置の基本構成は他の実施形態と同じであるため、ここでは特徴となる部分のみ説明する。

【0093】第9実施形態の蛍光観察装置は、内視鏡2の処置具チャンネル73に挿通可能に設けられた励起光を検出するセンサ74と、このセンサ74と接続されセンサ74の出力信号を処理する励起光強度検出装置75とをさらに備えている。

【0094】励起光強度検出装置75は、センサ74の出力信号を処理して光強度値を生成する信号処理部76と、信号処理部76により生成された光強度値を記録するメモリ77と、メモリ77に記録された治療前の光強度値と信号処理部76により生成された現在の光強度値を比較する比較部78と、比較部78の出力に基づいて両者の光強度値が等しくなったことを知らせる告知部79とを備えて構成される。

【0095】EMR（内視鏡的粘膜切除術）等の治療前に蛍光観察を行う際、蛍光観察開始時に、内視鏡2の処置具チャンネル73にセンサ74を挿通して内視鏡先端より突出させ、病変組織に接近または接触させる。そして、光源装置1からの励起光をセンサ74で検出する。センサ74からの出力信号は、信号処理部76へ伝達されて信号処理され、光強度値が測定される。信号処理部76で生成された治療前の光強度値はメモリ77に記録される。

【0096】次に、治療後の蛍光観察の際に、前述の蛍光観察開始時と同様にセンサ74を病変組織に接近または接触させ、センサ74の出力信号を信号処理部76で信号処理して現在の光強度値を測定する。そして、治療前の蛍光観察時に記録したメモリ77からの値と、信号処理部76からのリアルタイムで変動する値とを、比較部78に送る。比較部78は、メモリ77からの値と信号処理部76からの値とを比較する。

【0097】この状態で、内視鏡2を操作して挿入部先端と病変組織との距離を変化させ、センサ74と励起光照射端面との距離を変化させる。これにより、信号処理部76からの光強度値はリアルタイムで変動する。比較部78は、メモリ77に記録された光強度値と信号処理部76からの光強度値とがある一定の範囲内で等しくな

ったところで、その結果として検知信号を告知部79に出力する。告知部79は、比較部78からの検知信号を受けて、ブザー等で告知音を発するなどの手段によって術者に前回との観察条件が等しくなったことを知らせる。

【0098】このように第9実施形態では、病変部に照射される励起光の強度を測定してメモリに保存しておき、現在の光強度値と比較することにより、治療処置の前後の蛍光観察条件を等しくすることができる。これにより、治療後の経過観察、比較等を正確に行うことが可能となる。

【0099】〔付記〕

(1) 体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、前記体腔内組織を前記励起光により励起して得られる蛍光のうち少なくとも2つ以上の異なる色調帯域の蛍光像を撮像する第1の撮像手段と、前記体腔内組織からの前記励起光の反射により得られる反射光像を撮像する第2の撮像手段と、前記反射光像を撮像する第2の撮像手段の感度を調節する感度調節手段と、前記第1及び第2の撮像手段からの出力画像信号を重ね合わせる画像処理手段と、を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【0100】(2) 前記蛍光像の色調帯域は緑色帯域と赤色帯域であり、前記反射光像の色調帯域は青色帯域であることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

【0101】(3) 前記感度調節手段は、蛍光観察時には、前記蛍光像を撮像する第1の撮像手段の感度よりも、前記反射光像を撮像する第2の撮像手段の感度を下げ、白色光観察時には、前記第2の撮像手段の感度を前記第1の撮像手段の感度と同レベルとなるように調節することを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

【0102】(4) 前記蛍光像の波長帯域は、490nm～560nmの緑色帯域と、620nm～800nmの赤色帯域であることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

【0103】(5) 前記反射光像の波長帯域は400nm～450nmの青色帯域であることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

【0104】(6) 体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、前記体腔内組織を前記励起光により励起して得られる蛍光より複数の波長帯域の蛍光像を撮像する第1の撮像手段と、前記体腔内組織からの前記励起光の反射により得られる反射光像を撮像する第2の撮像手段と、前記第1の撮像手段において検出する複数の蛍光像の波長帯域をそれぞれ異なる色調帯に設定する蛍光像波長帯域設定手段と、前記反射光像を撮像する第2の撮像手段の感度を調節する感度調節手段と、前記第1及び第2の撮像手段からの出力画像信号を重ね合わせる画像処理手段と、を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【0105】(7) 白色照明光による反射像を撮像して白色光画像を得る白色光画像生成手段と、生体組織からの蛍光を検出して蛍光画像を得る蛍光画像生成手段と、前記白色光画像と蛍光画像とを重ね合わせて表示する画像合成手段と、前記白色光画像と蛍光画像の輝度を段階的に変化させる輝度調整手段と、を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【0106】(8) 前記輝度調整手段は、前記白色光画像と蛍光画像の輝度を反比例的に変化させることを特徴とする付記7に記載の蛍光観察装置。

【0107】(9) 体腔内組織からの蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、前記体腔内組織を前記励起光により励起して得られる蛍光より複数の波長帯域の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段で撮像する蛍光像の複数の波長帯域のうちの少なくとも一つの波長帯域を可変とする蛍光像波長帯域可変手段と、を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【0108】(10) 前記複数の蛍光像の波長帯域は、緑色帯域と赤色帯域であり、前記蛍光像波長帯域可変手段においてその一方の波長帯域幅を可変とすることを特徴とする付記9に記載の蛍光観察装置。

【0109】(11) 前記蛍光像波長帯域可変手段は、広帯域の特定波長を透過する広帯域透過フィルタと、前記広帯域の波長範囲に含まれる透過波長帯域を持つ狭帯域透過フィルタと、前記広帯域透過フィルタから前記狭帯域透過フィルタに切り換える帯域変更手段と、を有してなることを特徴とする付記9に記載の蛍光観察装置。

【0110】(12) 生体組織からの蛍光を導光する内視鏡と、前記蛍光による像を撮像する蛍光観察用カメラと、前記内視鏡の接眼部と接続可能な接続部と前記蛍光観察用カメラと接続可能な本体部とを有するアダプタと、を有し、前記アダプタは、前記接続部が前記本体部に対して回転可能に設けられ、前記接続部に一端を固定し他端を前記本体部に固定した像伝送手段を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【0111】(13) 前記像伝送手段はファイババンドルよりなることを特徴とする付記12に記載の蛍光観察装置。

【0112】(14) 前記接続部は、前記本体部との回転量を規制する回転規制部材を備えたことを特徴とする付記12に記載の蛍光観察装置。

【0113】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、蛍光観察時に、器官の構造が明瞭に確認でき、また通常観察画像と蛍光観察画像を光源や撮像手段を切替えることなく得ることができ、正確な診断を行うことが可能となる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態に係る蛍光観察装置の概

を示す構成説明図

【図 12】第 6 実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図

【図13】第7実施形態に係る蛍光観察用内視鏡の主要部の構成を示す構成説明図

【図14】第8実施形態に係る蛍光観察用内視鏡の主要部の構成を示す構成説明図

【図15】第9実施形態に係る蛍光観察装置の主要部の構成を示す構成説明図

【符号の説明】

1…光源装置

2…内視鏡

3…カメラ

4…画像処理部

5…表示部

6…励起用光源

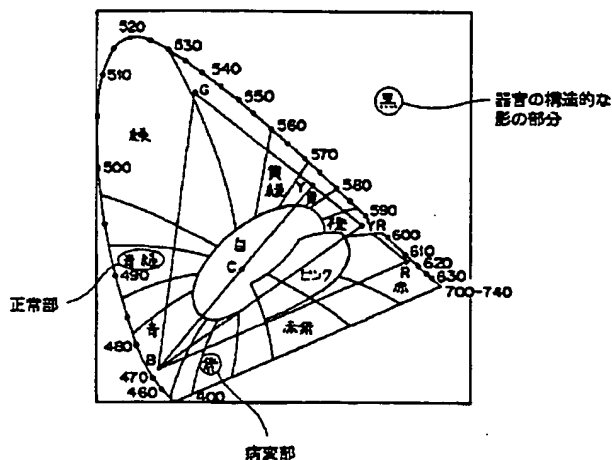
12, 13, 14…バンドパスフィルタ

17, 18...CCD

19...感度可変CCD

20…感度調節装置

【圖 2】

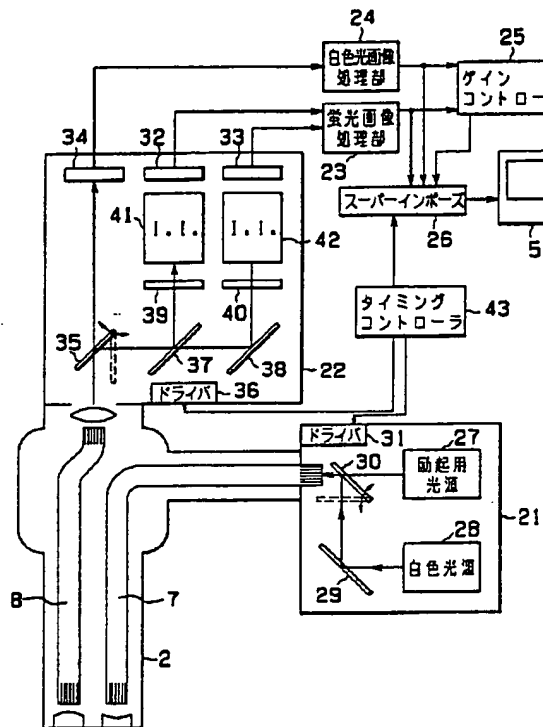


【圖 3】

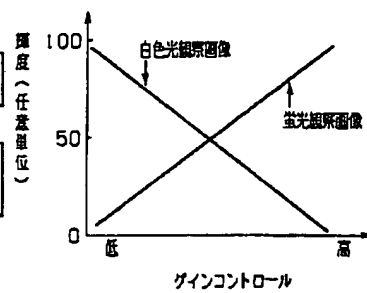
	R, Gのみ	R, G, B
病変部	赤	紫
正常部	緑	青緑
構造の影	黒	黒

	R, Gのみ	R, G, B
病変部	赤	紫
正常部	緑	青緑
構造の影	黒	黒

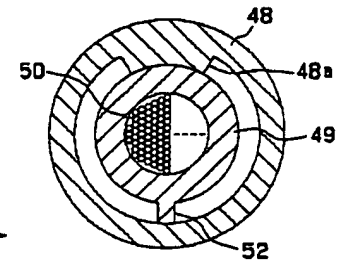
【図4】



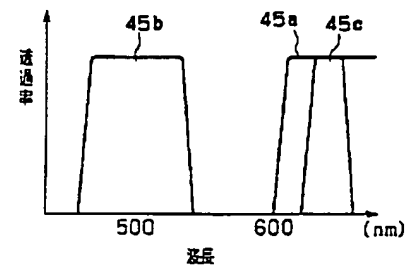
【図5】



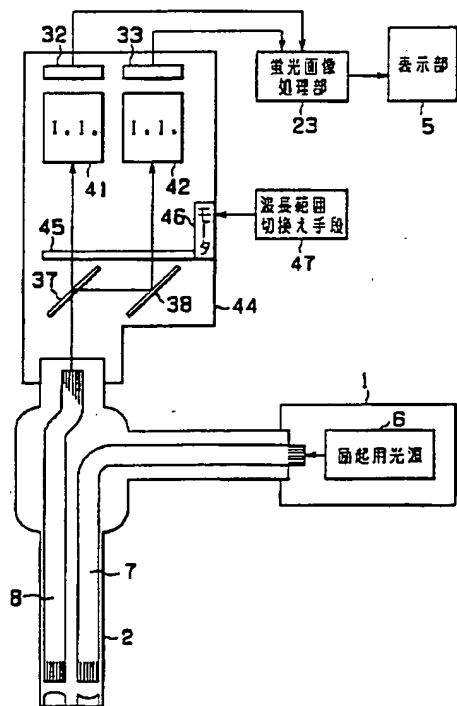
【図10】



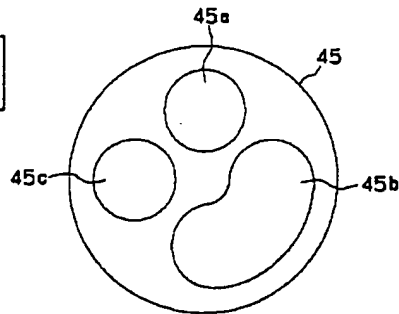
【図8】



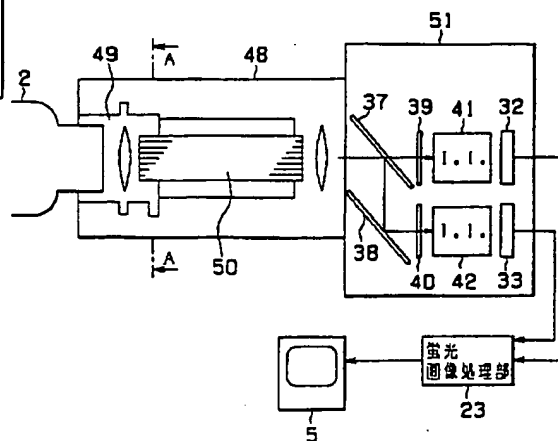
【図6】



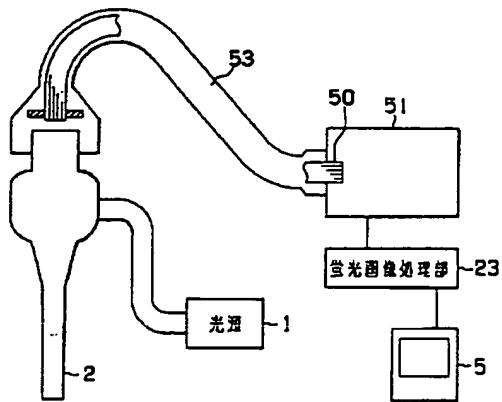
【図7】



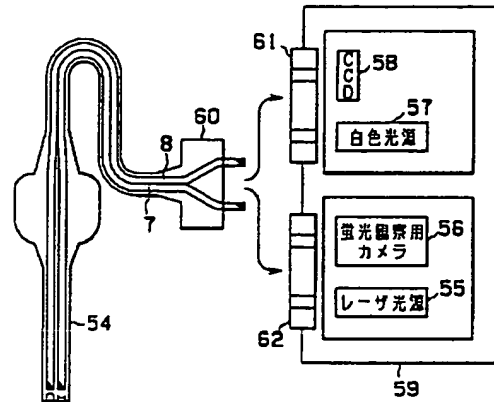
【図9】



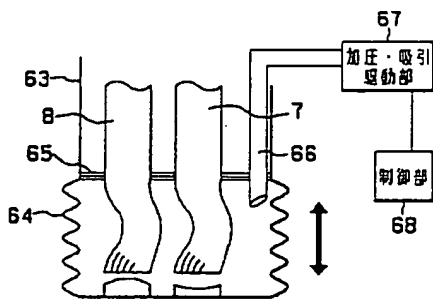
【図11】



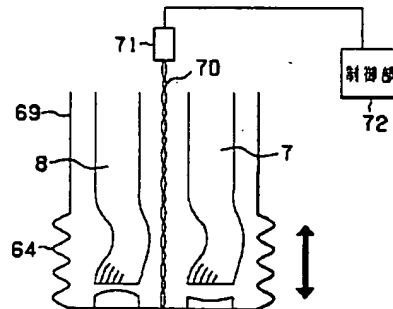
【図12】



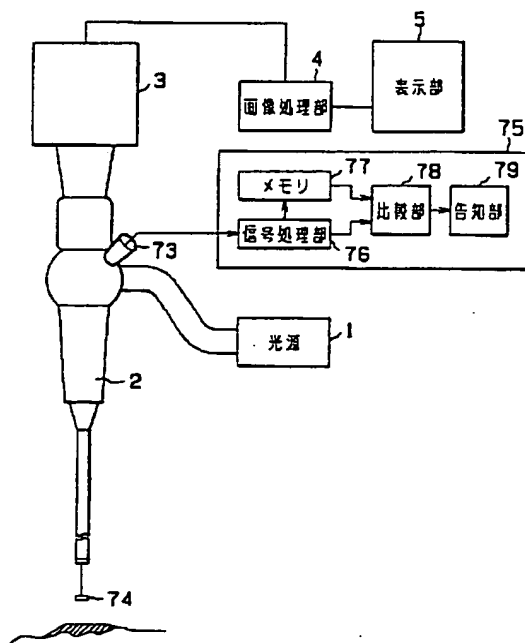
【図13】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

- (72)発明者 竹端 栄
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 吉原 雅也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 金子 守
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 岩▲崎▼ 誠二
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

- (72)発明者 真貝 成人
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 松本 伸也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 高杉 芳治
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 横田 朗
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

THIS PAGE BLANK (USPTO)